UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

FACULTÉ MIXTE DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

Année 1957 — N° 9

ELECTROLUMINESCENCE ET PERSPECTIVES D'AVENIR EN RADIOLOGIE

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

présentée et soutenue publiquement le Vendredi 22 Février 1957

PAR

Pierre DESTRIAU

Ancien externe des Hôpitaux de Bordeaux

Né à CAUDÉRAN (Gironde), le 16 Septembre 1931

Examinateurs de la Thèse

MM. A. LACHAPÈLE, Professeur... — *Président*

L. POUYANNE, Professeur... — *Juges*

P. VERGER, Agrégé... — *Juges*

J. DUHAMEL, Agrégé... — *Juges*

BORDEAUX
IMPRIMERIE SAMIE
21-23, rue Teulère

1957

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543917_0082

UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

FACULTÉ MIXTE DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

Année 1957 — N° 9

ELECTROLUMINESCENCE ET PERSPECTIVES D'AVENIR EN RADIOLOGIE

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

présentée et soutenue publiquement le Vendredi 22 Février 1957

PAR

Pierre DESTRIAU

Ancien externe des Hôpitaux de Bordeaux

Né à CAUDÉRAN (Gironde), le 16 Septembre 1931

Examinateurs de la Thèse

MM. A. LACHAPÈLE, Professeur..... *Président*

L. POUYANNE, Professeur..... *Juges*

P. VERGER, Agrégé..... *Juges*

J. DUHAMEL, Agrégé..... *Juges*

BORDEAUX
IMPRIMERIE SAMIE
21-23, rue Teulère

1957

R. UNIV. BIBLIOTHEEK LEIDEN

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE DE BORDEAUX

DOYENS HONORAIRES : MM. Dupérié, Chelle, G. Portmann.
DOYEN : M. Sigalas. — **ASSESSEUR** : M. Tayeau.

PROFESSEURS HONORAIRES

MM. A. Mandoul, Andérodias, Rocher, Lande, Duvergey, Carles, Leuret, Charrier, Dubreuil, Crochet, Perrens, Beauvieux Creyx, Mauriac, Bonnin, Golse.

PROFESSEURS

	MM.		MM.
Clinique médicale	De Grailly	Pathologie générale et expérimentale	Saric
—	Broustet	Clinique ophtalmologique	Bessière
Clinique chirurgicale	Papin	Clinique chirurgicale infantile et orthopédie.	Pouyanne
—	Massé	Clinique médicale et des maladies infectieuses	Aubertin
Clinique d'accouchements	M. Rivière	Chimie biologique et médicale	Tayeau
Clinique gynécologique	Magendie	Physique médicale et pharmaceutique	Piffault
Anatomie pathologique et microscopie clinique	Léger	Médecine coloniale et Clinique des maladies exotiques	Moretti
Anatomie	Dufour	Clinique des maladies cutanées et syphilitiques	Joulia
Anatomie générale et histologie	Mayer	Clinique des maladies des voies urinaires	Darget
Hygiène et Clinique de la tuberculose	Piéchaud	Clinique des maladies nerveuses et mentales.	Delmas-Marsalet
Médecine légale et médecine du travail	Dervillée	Clinique d'oto-rhino-laryngologie	G. Portmann
Electroradiologie et clinique d'électricité médicale	Reboul	Toxicologie et hygiène appliquée	Castagnou
Chimie	Mesnard	Clinique odonto-stomatologique	Dubecq
Matière médicale	Masquelier	Botanique et cryptogamie	Girard
Pharmacie	Vitte	Thérapeutique	F.-J. Traissac
Physiologie	Fabre	Hydrologie thérapeutique et climatologie	Dubarry
Clinique médicale des maladies des enfants	Fontan	Carcinologie	Lachapèle
Zoologie et parasitologie	Sigalas	Physique pharmaceutique (TP)	Blanquet

PROFESSEURS SANS CHAIRE :

MM. Mahon (Obstétrique), Pautrizel (Parasitologie), Mlle Rougier (Physiologie), M. Moustardier (Bactériologie)
M. Cazaux (Pharmacie 3e Section)

MAITRES DE CONFÉRENCES AGRÉGÉS

	MM.		MM.
Anatomie	Rigaud	Physique médicale	Duhamel
—	Cabanie	Pharmacie (Ire Section)	R. Golse
Biochimie médicale	Neuzil	—	Romain
Pathologie expérimentale	Faure	Pharmacie (2e Section)	Quilichini
		Histologie	Stoll

CHARGÉ DES FONCTIONS DE MAITRE DE CONFÉRENCES AGRÉGÉ :

M. Marquevielle (Biochimie Médicale)

AGRÉGÉS EN EXERCICE

	MM.		MM.
Médecine générale	Bergouignan	Obstétrique	Chastrusse
—	Leng-Lévy	—	Faucère
—	Lavignolle	Ophtalmologie	Corcelle
—	Martin-Dupont	Oto-rhino-laryngologie	M. Portmann
—	David-Chaussé	Dermatologie et syphiligraphie	Le Coulant
—	J. Rivière	Pédiatrie et puériculture	Verger
Chirurgie générale	Chavannaz	Médecine légale et médecine du travail	L'Epée
—	Villar	Odonto-stomatologie	Benoit
—	Tingaud	Urologie	Lange
—	Depaulis	Neurologie et psychiatrie	Blanc
—	Darmaillacq	Pneumo-phtisiologie	Fréour

AGRÉGÉS LIBRES :

MM. Laumonier (Médecine opératoire), Despons (Oto-rhino-laryngologie)

COURS COMPLÉMENTAIRES :

	MM.		MM.
Médecine opératoire	Laumonier	Zoologie pharmaceutique	Bailenger
Accouchements	Chastrusse	Physiologie	Mme Linguette
—	Faugère	Toxicologie et Hygiène	Mlle Larcebau
Puériculture	Verger	Phytopharmacie	Cortesi
—	Péry	Droit médical international	Auby
Législation pharmaceutique	Coustou	Médecine légale	L'Epée
Cryptogamie	Laubie	Séméiologie médicale	J. Rivière
Obstétricie sociale	Mahon	Séméiologie chirurgicale	Depaulis
Organographie et physiologie végétale	Tempère	Embryologie	Stoll
Chimie biologique analytique	Nivet	Pathologie médicale	Bergouignan
Chimie analytique	Babin	—	Leng-Lévy
Pathologie chirurgicale	Villar	—	Lavignolle
—	Chavannaz	Bactériologie	Dulong de Rosnay
—	Tingaud	Oto-rhino-laryngologie	Despons
—	Laporte		

Le Secrétaire principal de la Faculté : André Gayraud.

Par délibération du 5 août 1879, la Faculté a arrêté que les opinions émises dans les Thèses qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'elle entend ne leur donner ni approbation ni improbation.

A MON PERE

Professeur de Physique
à la Faculté des Sciences de Paris
Ingénieur de l'Ecole Centrale des Arts et Manufactures
Officier des Palmes académiques

Au terme de mes études, qu'il soit le premier à recevoir le sincère témoignage de mon affectueuse reconnaissance. Je lui dois tout, jusqu'à cette thèse et j'espère qu'il trouvera, dans ce travail, qui est aussi le sien, l'expression de mon profond amour filial.

Et très affectueusement :

A MA MERE

A MA FEMME

A MES BEAUX-PARENTS

Ainsi qu'à

TOUTE MA FAMILLE

A MES MAITRES D'EXTERNAT

(successivement)

MONSIEUR LE DOCTEUR SERVANTIE

MONSIEUR LE DOCTEUR LAFFARGUE

MONSIEUR LE PROFESSEUR L. POUYANNE

MONSIEUR LE PROFESSEUR agrégé J. VILLAR

MONSIEUR LE DOCTEUR PAULY

MONSIEUR LE PROFESSEUR DELMAS-MARSALET

A MES JUGES

MONSIEUR LE DOCTEUR J. DUHAMEL

Maître de Conférences agrégé de Physique médicale

Ancien élève de l'Ecole Polytechnique

Qui a bien voulu montrer de l'intérêt à l'égard de ce travail en acceptant de participer au jury. Je lui adresse tous mes remerciements.

MONSIEUR LE DOCTEUR P. VERGER

Agrégé de Puériculture

Médecin des Hôpitaux

Chevalier des Palmes académiques

Avec tous mes remerciements.

MONSIEUR LE PROFESSEUR L. POUYANNE

Professeur de Clinique chirurgicale

infantile et orthopédique

Chirurgien des Hôpitaux

Chevalier des Palmes académiques

Profitant d'un enseignement bénéfique, les quelques mois passés dans votre service m'ont permis d'apprécier vos leçons d'ordre et de travail. En vous remerciant de la bienveillance que vous m'avez témoignée lorsque vous avez accepté de participer à ce jury, je veux vous affirmer ma gratitude et mon respectueux attachement.

A MON PRESIDENT DE THESE

MONSIEUR LE PROFESSEUR A. LACHAPELE

Professeur de Carcinologie

Electro-Radiologiste des Hôpitaux

Directeur du Centre anti-cancéreux
de Bordeaux et du Sud-Ouest

Membre de la Commission du Cancer
(Conseil permanent de l'Hygiène sociale)

Chevalier de la Légion d'Honneur

Médaille Militaire

Croix de Guerre

Officier des Palmes académiques

Vous avez daigné vous intéresser à cette thèse pour laquelle vous m'avez fait le très grand honneur d'accepter la présidence. J'ai toujours trouvé auprès de vous un excellent accueil et je vous remercie des conseils que vous m'avez donnés, me soulignant la nécessité de rechercher à réaliser dans ce travail ce que je pouvais de meilleur.

Je tiens à vous exprimer ici toute ma gratitude avec l'assurance de mon profond respect.

AVANT-PROPOS

Une substance est dite « luminescente » lorsqu'elle est susceptible d'émettre des rayons lumineux, sous l'influence de divers facteurs (physiques, chimiques, mécaniques et autres...), mais en dehors de toute incandescence.

On appelle « électroluminescence » la luminescence excitée par l'action de champs électriques variables. Par son importance, et les réalisations pratiques qu'il permet d'entrevoir, ce mode de luminescence occupe une place privilégiée dans le chapitre général de la luminescence.

Découvert par mon père en 1936, ce phénomène est maintenant étudié dans plusieurs laboratoires français et étrangers. La première publication, au *Journal de chimie physique*, n'était alors qu'une simple observation du phénomène, dans la recherche d'une interprétation possible du mécanisme des scintillations : « En dehors de toute autre cause d'excitation, la plupart des substances luminescentes peuvent s'illuminer, sous l'action de champs électriques intenses et variables. »

Il faut attendre l'année suivante, soit en 1937, pour la publication d'études systématiques, au *Journal de chimie physique*, suivie en 1938 d'un premier exposé à l'étranger, au congrès de la « Faraday Society » à Oxford, et des premières expériences publiques, à la Société de chimie physique.

Durant la guerre, mon père poursuivit seul ses études sur cette question, ou en collaboration avec divers assistants et élèves, dont : M^me^ Vigean, MM. Loudette, Robert,

Saddy, Mattler, soit à Bordeaux, soit au laboratoire de luminescence de M. Curie, soit ultérieurement dans son laboratoire personnel de la Faculté de Paris.

Signalons, qu'en 1945, des expériences furent présentées à Bordeaux, lors d'une communication qu'il fit devant les sociétés françaises de physique et Société des électriciens, section du Sud-Ouest.

Une publication d'ensemble fut donnée en 1947 au *Philosophical Magazine.*

C'est cette dernière publication qui marque le début des recherches en dehors de son laboratoire, et le début des études sur les applications industrielles. Celles-ci sont nombreuses : la principale consiste dans l'éclairage, type « lumière froide », c'est-à-dire sans perte d'énergie par échauffement. En outre, l'électroluminescence permet de préciser nos connaissances sur la structure de certains cristaux, et sur le mécanisme général de la luminescence dont elle est, au fond, un cas particulier.

Ainsi, aux côtés des applications radiologiques que nous allons présenter, l'électroluminescence nous offre des perspectives multiples très diverses qui expliquent son importance et l'intérêt qu'elle suscite actuellement.

Découvert et initialement étudié par mon père, puis par une équipe de chercheurs placés sous sa direction, et maintenant par de nombreux spécialistes étrangers, il était juste que je rappelle les origines de ce phénomène en offrant à mon père, cette thèse comme un hommage filial à ses travaux.

INTRODUCTION

« *d'observatrice, la médecine se fit technique.* »

Pierre MAURIAC.

Si la clinique pure, observation minutieuse du malade, à la recherche des moindres indices fournis par l'inspection, la palpation, la percussion et l'auscultation, a gardé ses droits dans la médecine moderne, elle s'inscrit de nos jours aux côtés de l'arsenal technique (biologique, histologique ou radiologique) mis en œuvre pour coopérer à l'élaboration d'un diagnostic de plus en plus précis, ainsi qu'à la bonne conduite d'une thérapeutique minutieuse parfaitement adaptée au cas proposé.

L'examen radiologique, précieux auxiliaire du clinicien, et qui est l'objet de ce travail, n'a pas échappé aux progrès techniques. Appliquant les recherches de la physique ou de la chimie, divers dispositifs ont été proposés successivement pour en améliorer les méthodes d'examen ; soit dans le but d'une meilleure localisation des images fournies, soit en vue d'une meilleure analyse de celles-ci, soit enfin avec le souci purement technique d'un meilleur rendement des appareils utilisés.

En vue du premier objet, ce fut d'abord la stéréoradioscopie, ou même le relief cinétique en radioscopie oscillante du docteur MAZERES, de Pau, et la stéréoradiographie du docteur DIOCLES. Nous citerons seulement pour mémoire les radioparaglyphes de Bela ALEXANDER qui ne donnaient qu'une illusion factice de relief sans possibilité de localisation précise.

Dans ce même souci de localisation, les travaux se sont orientés vers des méthodes déductives appliquant à plusieurs clichés les procédés d'analyse de MONGE en géométrie descriptive. Tels sont, par exemple, les travaux de THIEL auxquels viennent se rattacher les méthodes de radiosculpture de PALMIERI et celle de reconstitution dans l'espace de MALVOISIN.

Tous ces procédés d'analyse ont été rapidement dépassés par les méthodes d'étude sur coupe, géométriquement plus simples pour le praticien ; soit la méthode du sériescope de ZIEDSES DES PLANTES et BOCAGE (superposition de quatre clichés pris dans des conditions différentes), soit surtout par la méthode de tomographie, aujourd'hui classique, imaginée par BOCAGE puis étudiée et mise au point par ZIEDSES DES PLANTES, VALLEBONA, CHAOUL et GROSSMANN (tomographie par glissement et tomographie par oscillation).

Un excellent résumé de ces méthodes a été décrit récemment par J. REBOUL, J. DUHAMEL et G. DELORME.

Tout dernièrement, des progrès ont été réalisés par l'emploi de méthodes électroniques, progrès spectaculaires permettant la rœntgencinématographie et la rœntgentélévision révélées, ces dernières années, à Rome et à Copenhague. Nous consacrerons, plus loin, un chapitre à l'étude de ces méthodes.

Ces différentes techniques, aussi variées soient-elles, relèvent de soucis communs, à savoir :

1° Amélioration du rendement des appareillages utilisés :

— consommation minimum d'énergie électrique ;
— utilisation aussi réduite que possible des rayons X pour un résultat clinique identique, sinon meilleur.

2° Amélioration des images reçues, soit en les rendant plus lumineuses par un accroissement de sensibilité des écrans, soit en renforçant les contrastes.

Nous verrons comment les phénomènes d'électro-photo-luminescence et d'électro-luminescence (d'après les travaux de mon père, le professeur G. DESTRIAU, de la Faculté des Sciences de Paris) peuvent fournir une contribution originale à la résolution de certains problèmes posés par le perfectionnement des appareillages de radio-diagnostic.

Ces dernières techniques ne postulent rien du système générateur lui-même. Or quelle que soit la technique utilisée, celle-ci ne doit pas faire oublier que l'ensemble de l'appareillage radiologique représente un transformateur d'énergie qui doit fournir une émission lumineuse visible (radioscopie) ou actinique (radiographie).

Le générateur haute tension et le tube à rayons X constituent un ensemble dont le rendement ne saurait être désormais accru que par quelques gains de détails. D'une part, le rendement d'un transformateur électrique est toujours très élevé et, d'autre part, le rendement du tube à rayons X suit impérativement les règles d'émission ; il est proportionnel à la différence de potentiel accélératrice et proportionnel au nombre atomique de l'élément radiateur utilisé. Or, le tungstène, par sa haute température de fusion, ne semble pas prêt à être abandonné, d'autant plus que son nombre atomique est déjà très élevé. Il y a donc peu de latitude de ce côté puisque le plus haut nombre atomique actuellement connu est celui de l'élément artificiel, le berzelium, qui est 102, soit donc 38 % plus élevé que celui du tungstène.

Par ailleurs, une meilleure utilisation du faisceau électronique a été réalisée récemment par les tubes à grille de commande et par les tubes non saturés.

Dans ce domaine, des améliorations, si elles étaient possibles, en augmentant le rayonnement du tube à rayons X, accentueraient les dangers auxquels sont exposés les praticiens et risqueraient, pour le patient, d'atteindre la dose « érythème » sur les régions cutanées les moins protégées.

Des progrès sensibles ne sauraient donc être atteints qu'au niveau de l'organe récepteur transformant l'énergie X reçue en énergie lumineuse visible ou actinique. A ce sujet, rappelons les progrès réalisés vers 1936 par la simple substitution aux anciens écrans de tungstate de calcium ou de baryum, des écrans à sulfures ; soit sulfure de zinc activé à l'argent et traité par de faibles additions de nickel pour supprimer la rémanence, soit sulfure mixte de zinc et de cadmium activé à l'argent.

Les perfectionnements du côté récepteur peuvent être orientés dans trois sens différents :

1° Accroissement de la sensibilité des écrans radioscopiques et des écrans renforçateurs utilisés en radiographie ;

2° Amélioration et éventuellement modification des contrastes, pouvant aller, dans certains cas, comme nous le verrons, jusqu'à un renversement de ceux-ci ;

3° Accroissement de sensibilité des émulsions photographiques ou renforcement de cette sensibilité par des agents physiques et autres... Précisément, des travaux ont déjà été entrepris dans le sens d'une action possible des champs électriques.

Nous laisserons de côté ce dernier point dont les études sont encore trop superficielles pour que des résultats intéressants aient été obtenus. Notre travail se bornera donc à l'exposé des diverses solutions, élégantes par leur simplicité, que les phénomènes d'électroluminescence et d'électrophotoluminescence peuvent apporter aux problèmes 1 et 2.

Chapitre premier

RAPPEL PHYSIQUE DES PHENOMÈNES D'ELECTROLUMINESCENCE ET D'ELECTROPHOTOLUMINESCENCE

Avant de pénétrer dans le fond du sujet, une étude générale des actions électriques sur les composés luminescents me paraît s'imposer. Ces actions sont réunies dans le tableau de la page suivante avec indication des noms d'auteurs et des dates auxquelles les phénomènes correspondant furent signalés.

D'emblée, nous distinguerons le cas où il y a passage de courant permanent (les deux électrodes sont au contact des cristaux, poudres humides ou solutions, d'où possibilité d'alimentation par tension continue ou alternative) et le cas où le système forme un véritable condensateur (électrodes isolées, donc pas de courant permanent de conduction et alimentation nécessairement en tension alternative). C'est précisément ce dernier montage qui convient aux phénomènes susceptibles d'une application en radiologie, à savoir :

— L'électroluminescence intrinsèque de G. Destriau ;

— L'illumination fugace de Gudden et Pohl ;

— L'effet électro-renforçateur de G. et M. Destriau.

Ces trois phénomènes sont encadrés dans le tableau de la page suivante et je rappellerai brièvement, ci-après, leurs principaux aspects.

Dispositif expérimental	Action électrique seule	Action électrique plus irradiation préalable ou simultanée
Cristaux parfaitement secs (absence d'électrolyte)	Microcristaux enrobés dans un isolant (contact, au plus, avec une seule électrode, *pas de courant permanent de conduction*). Cellule ayant l'aspect d'un condensateur dont une électrode est transparente (verre conducteur).	*Electro-luminescence intrinsèque* (Georg. Destriau, 1936).	Electro-Photo-Luminescence a) *Illumination fugace* d'un « phosphore » préalablement irradié (Gudden et Pohl, 1920). b) *Effet électro-extincteur* : abaissement, par le champ, de la sensibilité aux rayons X et ultra-violets (Georges Destriau, 1943). c) *Effet électro-renforçateur* : renforcement, par le champ, de la sensibilité aux rayons X (Georges et Michel Destriau, 1954). d) *Electro-renforcement de l'effet extincteur infra-rouge* (G. Destriau, 1937). e) *Electro-renforcement de l'effet de stimulation infra-rouge* (Low, Steimberger, Braun, 1954).
	Les deux électrodes sont au contact des cristaux d'où *courant de conduction permanent.*	*Electro - luminescence par injection de porteurs de charge aux jonctions p — n* (Lossew, 1923).	*Photo - électro - luminescence.* Renforcement de la fluorescence excitée par rayons ultra-violets sur minces couches déposées par évaporation et condensation sur métal (Cusano, 1955).
	En présence d'électrolytes (électrodes nécessairement au contact).	*Galvano - luminescence.* Luminescence des pellicules d'Al_2O_3 déposés sur Al par électrolyse.	*Galvano - photo - luminescence.* Extinction de la phosphorescence de poudres humides par le courant électrique (Dechêne).

Pour observer l'un ou l'autre de ces phénomènes, le produit sensible doit être enrobé dans une substance diélectrique convenable formant l'isolant d'un condensateur dont l'une au moins des électrodes est transparente. L'application d'une tension alternative entre les armatures du condensateur produit un champ électrique alternatif qui excite la substance luminescente enrobée dans le diélectrique.

L'épaisseur de ces condensateurs est en général de l'ordre de 5/100 à 10/100 de millimètre, sauf pour les phénomènes d'électro-renforcement où les épaisseurs pourront être, par contre, beaucoup plus élevées.

Pour la première électrode on emploie généralement une plaque d'aluminium qui pourra simultanément jouer le rôle de filtre vis-à-vis du rayonnement X, tandis que la seconde est constituée d'une glace transparente rendue conductrice en surface par projection, au voisinage de la température de fusion, d'une solution convenable (par exemple mélange de chlorure d'étain et de chlorure d'antimoine).

1° ÉLECTROLUMINESCENCE INTRINSÈQUE (G. Destriau)

Le phénomène d'électroluminescence intrinsèque consiste en une émission permanente de lumière sous l'action unique du champ électrique alternatif. Il s'observe principalement avec certains oxydes, sulfures, séléniures ou silicates de zinc comportant des traces de cuivre, de plomb ou de manganèse.

La luminance (L) est une fonction rapidement croissante de l'intensité du champ, donc de la différence de potentiel (V) appliquée entre les armatures de ce condensateur électroluminescent.

Puisque : $E = \frac{V}{e}$

E : étant le champ,
V : la différence de potentiel,
e : l'épaisseur du condensateur.

Différentes lois ont été proposées, pour donner les valeurs de (L), qui toutes dérivent d'un mécanisme identique d'accélération des électrons et d'ionisation par choc des centres luminogènes.

Citons par exemple :

$L = aV^2 \, Exp\left(-\frac{b}{V}\right)$ Georges Destriau.

$L = a \, Exp\left(-\frac{b}{\sqrt{V}}\right)$ Alfrey et Taylor.

$L = aV \, Exp\left(-\frac{b}{V + V_0}\right)$ Howard, Ivey et Lehmann.

formules où a . b . V_0 sont des constantes.

L'allure des variations de (L) en fonction de (V) est indiquée sur la figure 1.

En fait, on préfère utiliser pour (L) une échelle logarithmique et pour les tensions une échelle en I/V (figure 2).

L'émission lumineuse, la répartition spectrale de celle-ci sont des fonctions compliquées de la température, mais dont les incidences sur les problèmes d'ordre médical qui nous occupent demeurent sans importance. Par contre, la fréquence du champ électrique alternatif est un facteur important qui permet de jouer tout à la fois sur la luminance et sur la coloration, surtout lorsqu'on utilise des mélanges en proportions convenables de différents produits, tels que le ZnS (Cu) bleu, le ZnS (Pb) vert, le ZnS (Mn) jaune et le ZnSe (Cu) rouge.

FIGURE 1

Electroluminescence.

Variations de la luminance en fonction de la différence de potentiel appliquée.

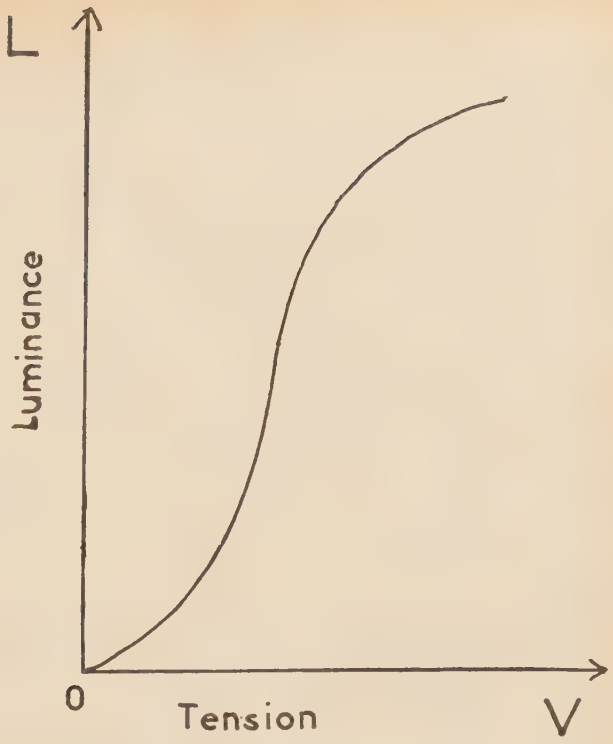


Figure 1

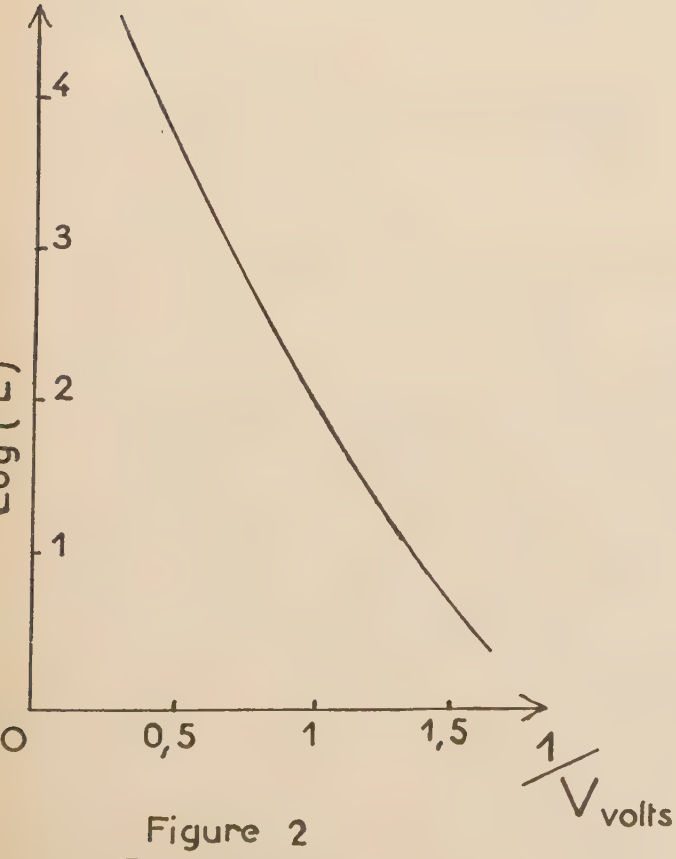


Figure 2

FIGURE 2

Electroluminescence.

En ordonnée, le logarithme de la luminance en unités arbitraires. En abscisse, l'inverse de la différence de potentiel appliquée.

En général, la luminance croît d'abord avec la fréquence puis tend vers une limite à saturation, variable suivant le produit employé. Cette limite à saturation par la fréquence est plus élevée pour les produits à luminance bleue que pour les produits à luminance verte, elle-même plus élevée que pour les produits à luminance jaune. Cette limite est cependant très élevée pour certains produits à luminance rouge.

2° ILLUMINATION FUGACE
(Gudden et Pohl)

A l'opposé de l'électroluminescence intrinsèque, le phénomène d'illumination fugace consiste en une émission brève de lumière (émission « en éclair »), lorsqu'on applique un champ électrique alternatif à un sulfure de zinc ou de cadmium préalablement irradié aux rayons ultra-violets, ou mieux préalablement irradié aux rayons X.

Ce phénomène peut être caractérisé par l'énergie lumineuse ou « somme » de lumière (S) totalement libérée lors de cette illumination fugace.

Cette énergie lumineuse libérée par l'application du champ électrique est une fonction de la dose (*r*) de rayonnement reçue par unité de surface durant la période d'irradiation.

La courbe représentative des valeurs de (S) en fonction de (*r*) passe par un maximum pour une dose convenable de rayonnement qui dépend de la longueur d'onde moyenne du faisceau X pré-excitateur (figure 3).

Il y a lieu de noter, par ailleurs, que l'application du champ électrique peut ne pas suivre immédiatement l'irradiation aux rayons X. Entre la fin de l'irradiation et l'application du champ, plusieurs heures et même parfois plusieurs jours, peuvent s'écouler. Cependant, l'image latente étant très sensible aux rayons de grande longueur d'onde, à partir du jaune et jusque vers l'infra-rouge, il est nécessaire de préserver l'écran d'une telle irradiation qui effacerait l'image latente.

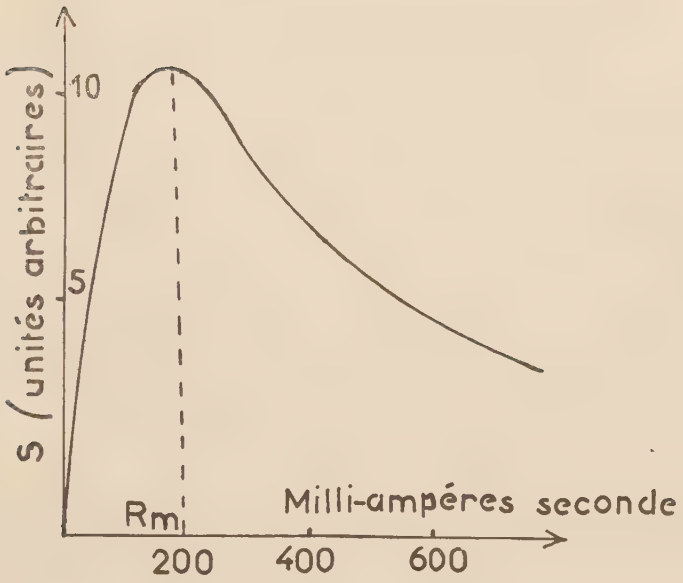


Figure 3

Effet d'illumination fugace.

Variations de la somme de lumière émise à l'illumination fugace en fonction de l'irradiation (exprimée ici en milliampère-seconde). Tension de 90 kilovolts appliquée au tube à rayons X (montage en auto-redresseur).

Il est évident, par ailleurs, que pour une même irradiation, la valeur de (S) est une fonction croissante de la différence de potentiel appliquée.

3° EFFET ÉLECTRO-RENFORÇATEUR
(Georges et Michel DESTRIAU)

L'effet électro-renforçateur se manifeste par un accroissement de la sensibilité aux rayons X de certains produits luminescents, sous la seule action d'un champ électrique alternatif.

Les produits employés jusqu'à présent sont à base de sulfure mixte de zinc et de cadmium activés par du manganèse ou simultanément par du manganèse et un autre co-activateur.

Quel que soit le co-activateur utilisé, la présence du manganèse apparaît jusqu'ici comme nécessaire.

Ce phénomène est tout à fait différent du précédent (illumination fugace de GUDDEN et POHL). Tandis que, dans l'un, il s'agit d'un éclair lumineux bref et susceptible de se manifester après irradiation, dans l'autre, au contraire, il s'agit d'un accroissement permanent de la sensibilité du sulfure tant qu'il reste soumis à l'action du champ.

En désignant par L_0 la luminance de l'écran, en dehors du champ et par L_1 la luminance de l'écran sous l'action simultanée du champ et du même rayonnement X que précédemment, on appelle « rapport de renforcement » (ρ) le rapport :

$$\rho = \frac{L_1}{L_0}$$

Ce rapport est très élevé au début de l'application du champ, puis il décroît progressivement jusqu'à une valeur constante, seule indiquée, par la suite, dans l'estimation de ce rapport.

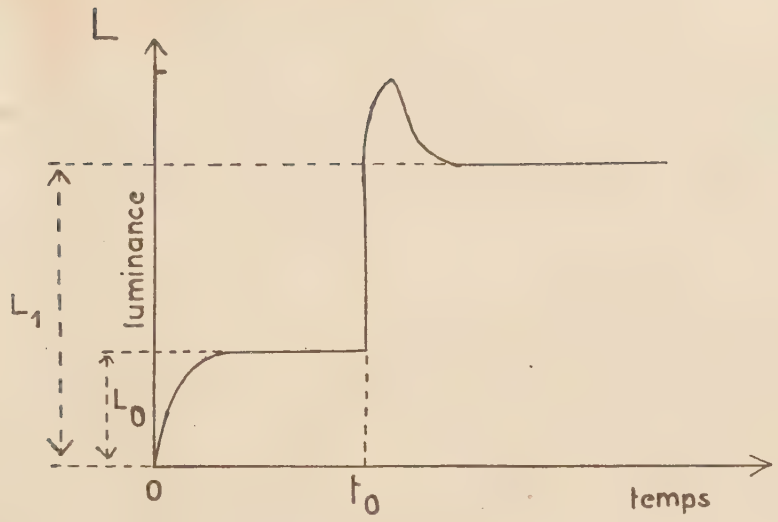


FIGURE 4

Effet électro-renforçateur.

Variations de la luminance, les rayons X étant appliqués dès le temps zéro (origine) et le champ électrique appliqué seulement à partir de l'époque t_0.

L_1 Luminance de régime permanent, champ appliqué.

L_0 Luminance de régime permanent, en dehors du champ.

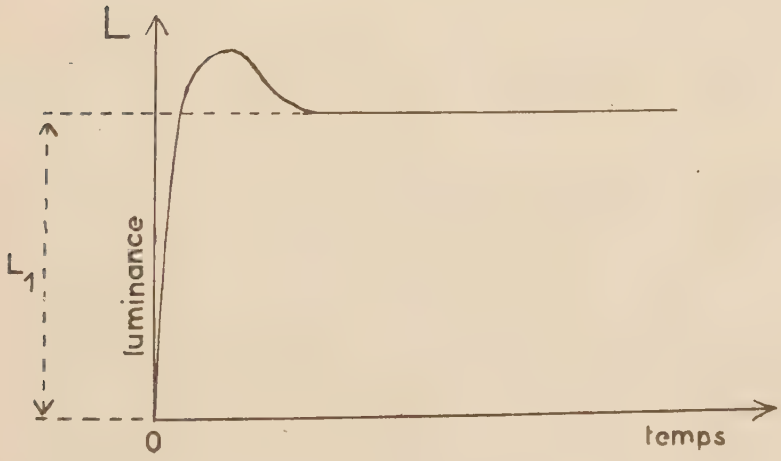


FIGURE 5

Effet électro-renforçateur.

Variations de la luminance, le champ électrique étant appliqué dès avant l'irradiation aux rayons X et maintenu durant celle-ci.

La luminance de régime permanent, sous l'action simultanée du champ et de l'irradiation, prend la même valeur L_1, comme ci-dessus.

L'aspect du phénomène est représenté sur la figure 4 dans le cas où le champ est appliqué un certain temps après le début de l'irradiation aux rayons X, et sur la figure 5 dans le cas où le champ est appliqué dès le début de l'irradiation, ou même lorsque l'écran est soumis en permanence à l'action du champ.

Dans les deux cas, le renforcement est plus élevé dès le début de l'action simultanée champ + rayonnement, puis il se stabilise sur une valeur constante correspondant à la luminance L_1 du palier.

L'une des caractéristiques de ce phénomène est la déformation spectrale qui l'accompagne. En effet, les valeurs du renforcement sont liées à la longueur d'onde ; il est maximum dans le jaune, soit vers 6.000 A°, pratiquement nul du côté des courtes longueurs d'onde à partir de 5.000 A° et il décroît, sans s'annuler, du côté des grandes longueurs d'onde, jusqu'à la limite rouge du visible. Il s'ensuit que les chiffres de renforcement trouvés peuvent être très différents, si l'on n'y prend garde, suivant la courbe de sensibilité spectrale du récepteur photométrique utilisé. Pour l'œil, les conditions sont favorables puisque son maximum de sensibilité (5.000 à 5.500 A° en vision crépusculaire et de 5.500 à 6.000 A° en vision diurne) se situe précisément au voisinage du maximum d'efficacité du phénomène. Par contre, ces conditions sont défavorables pour l'utilisation actuelle du phénomène en radiographie ; le violet, bande actinique par excellence, se situe en effet vers 4.000 A°, tandis que le jaune et le vert, situés entre 5.500 et 6.000 A°, sont très peu actiniques. Souhaitons seulement que, dans l'avenir, le phénomène s'étende à des substances fluorescentes émettant dans le bleu ou dans le violet.

L'étude des autres facteurs conditionnant le phénomène montre que l'accroissement de la fréquence du champ électrique amène peu d'améliorations. Par contre, le rap-

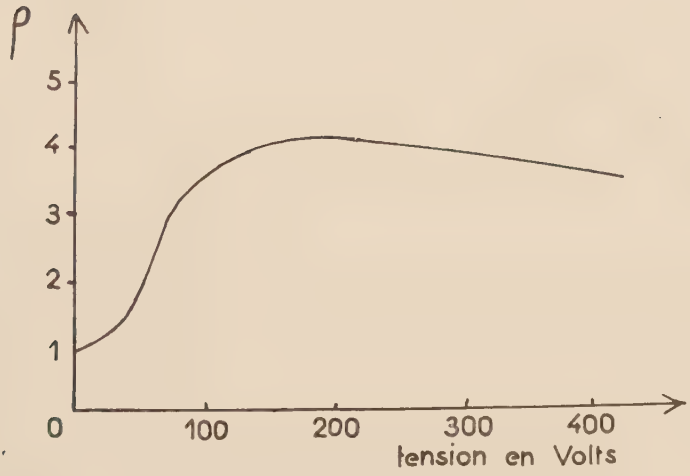


FIGURE 6

Effet électro-renforçateur.

Variations du rapport de renforcement (ρ) en fonction de la différence de potentiel appliquée à la cellule.

port de renforcement (ρ) dépend beaucoup de l'intensité du champ, donc de la différence de potentiel appliquée. C'est d'abord une fonction rapidement croissante de la tension (V), la courbe passe ensuite par un maximum très aplati, puis elle décroît faiblement pour les valeurs de (V) très élevées (figure 6).

Nous reviendrons ultérieurement sur cette courbe, à l'occasion de l'étude de renforçateurs de contraste appliquant les données du phénomène d'électrorenforcement.

Maintenant exposés les trois phénomènes physiques qui serviront de base aux utilisations pratiques en radiologie dont ce travail est l'objet, à savoir, répétons-le :

— L'électroluminescence intrinsèque de G. Destriau ;

— L'illumination fugace de Gudden et Pohl ;

— L'effet électro-renforçateur de G. et M. Destriau ;

nous allons donner quelques chiffres moyens d'intensité des champs électriques nécessaires à l'observation de ces phénomènes. Puis nous terminerons ce premier chapitre par l'étude des incidences que pourraient avoir un changement de sensibilité des écrans fluorescents sur les données pratiques de longueur d'onde optimum du faisceau de rayonnement X utilisé en vue d'un examen donné.

INTENSITÉS MOYENNES DES CHAMPS ÉLECTRIQUES NÉCESSAIRES A L'OBSERVATION DE CES PHÉNOMÈNES

Pour l'électroluminescence intrinsèque, le seuil visible se situe, avec les meilleurs produits, vers des champs d'intensité (E) de l'ordre de 3.000 volts par centimètre, ce qui est relativement insignifiant. L'épaisseur (*e*) des cellules électroluminescentes étant d'environ 5/100 de millimètre (soit 5/1000 de centimètre) il suffit donc d'une tension (V) telle que :

$$E = \frac{V}{e}$$

soit : $V = E \cdot e = 3.000 \times 5/1000 = 15$ volts, pour produire un effet à la limite de perceptibilité. Mais étant donné la croissance exponentielle de la luminance, on peut dire qu'avec de tels condensateurs électroluminescents, les tensions de 120 volts sont suffisantes, à la fréquence ordinaire du secteur industriel de 50 hertz, pour donner des effets satisfaisants.

L'accroissement de la fréquence par des montages simples à transistor accroît considérablement la luminance, et on atteint ainsi, actuellement, des luminances de 2.000 footlamberts (1), soit du même ordre que celles des tubes fluorescents. La tenue de ces condensateurs est par ailleurs remarquable ; les essais de durée ont été prolongés avec succès jusqu'à 10.000 heures.

Pour l'illumination fugace, les champs électriques nécessaires sont du même ordre de grandeur. Toutefois, nous verrons que dans ce cas les épaisseurs de substances luminescentes doivent être plus élevées, ce qui conduit à des tensions elles-mêmes plus élevées, de quelques centaines de volts, mais qui seront appliquées hors de la présence du malade, donc sans risques possibles d'accident, bien qu'il soit toujours facile, par un système de cage de Faraday, de se protéger efficacement contre les dangers de la haute tension.

Pour l'effet électro-renforçateur, les champs électriques nécessaires pour obtenir un effet « visible » sont extrêmement faibles, de l'ordre de 200 volts/centimètre seulement, bien qu'il s'agisse là d'une limite ultime. Pratiquement, le maximum du rapport de renforcement est atteint pour des champs électriques de l'ordre de 10.000 à 15.000 volts/centimètre conduisant encore, avec les épaisseurs optimum de substances luminescentes, à des tensions de l'ordre de 200 à 300 volts.

(1) footlambert : luminance d'une plage qui rayonne un flux de 1 lumen par pied carré. Il est égal à : 3,42 nits.

LONGUEUR D'ONDE OPTIMUM POUR UN EXAMEN DONNÉ ET SENSIBILITÉ DES ÉCRANS RADIOSCOPIQUES OU RENFORÇATEURS

Il est bien connu que la longueur d'onde moyenne du faisceau de rayons X doit être conditionnée par l'épaisseur du sujet. On utilise un faisceau « pénétrant », de courte longueur d'onde moyenne, pour un sujet épais et un faisceau plus « mou », de grande longueur d'onde moyenne, pour un sujet mince ou pour l'examen d'un membre peu épais. Il s'établit ainsi une certaine pratique d'examen et l'on pourrait craindre, à priori, que tout changement de sensibilité des écrans fluorescents (radioscopiques ou renforçateurs) ne vienne perturber des données pratiques acquises et conduise à des insuccès passagers mais toujours ennuyeux.

Examinons le problème physique de plus près, en considérant d'abord dans ce chapitre la luminance moyenne de l'écran puis, dans un autre chapitre, le problème du contraste.

L'écran fluorescent (radioscopique ou renforçateur) est un transformateur d'énergie. Il reçoit par unité de surface et par unité de temps une certaine intensité de rayonnement X que nous désignerons par (J) et il émet de même, par unité de surface et par unité de temps, une certaine énergie lumineuse (L) caractérisant en quelque sorte la luminance énergétique de l'écran. Or (L) est proportionnel à l'énergie X absorbée par unité de surface et par unité de temps (absorption vraie et non diffusion) donc proportionnel à : $\mu_1 J\varepsilon$, en désignant par μ_1 le coefficient d'absorption vraie du faisceau de rayons X dans son passage à travers le produit fluorescent et par ε l'épaisseur de produit

fluorescent, supposée faible. En désignant par (R) le rendement de la transformation d'énergie X en énergie lumineuse visible à l'intérieur de la substance fluorescente, on a :

$$L = R\,\mu_1\,J\,\varepsilon$$

Soit (J_0) l'intensité reçue par unité de surface et par unité de temps par le « patient » schématisé ici (figure 7) par un solide homogène à faces limites planes et parallèles, d'épaisseur (a). Soit (τ_2) le coefficient d'affaiblissement du faisceau X utilisé dans sa traversée du patient (absorption vraie + diffusion). Supposons, pour le moment, que nous ayons affaire à un faisceau X monochromatique (nous verrons plus loin ce qu'il faut en penser).

Dans ces conditions :

$$J = J_0\,\mathrm{Exp}\,(-\,\tau_2\,a)$$

et par suite :

$$L = R\,\varepsilon\,J_0\,\mu_1\,\mathrm{Exp}\,(-\,\tau_2\,a) \qquad \textit{Relation 1.}$$

(R) varie peu avec la longueur d'onde (λ) du rayonnement. Ainsi, pour une valeur de (J_0) bien déterminée, (L) sera maximum en même temps que le produit (y) tel que :

$$y = \mu_1\,\mathrm{Exp}\,(-\,\tau_2\,a)$$

c'est-à-dire en différenciant :

pour : $dy = 0$

soit donc pour :

$$(d\,\mu_1)\,\mathrm{Exp}\,(-\,\tau_2\,a) - a\,(d\,\tau_2)\,\mu_1\,\mathrm{Exp}\,(-\,\tau_2\,a) = 0$$

d'où :

$$d\,\mu_1 - a\,\mu_1\,d\,\tau_2 = 0 \qquad \textit{Relation 2}$$

Or,

$$\tau_2 = \mu_2 + \sigma_2$$

μ_2 coefficient d'absorption vraie du milieu organique humain et σ_2 coefficient de diffusion du même milieu.

σ_2 est pratiquement indépendant de la longueur d'onde (λ) tandis que (μ_2) en dépend beaucoup. En dehors des discontinuités d'absorption, cas pratiquement réalisé pour les substances organiques et minérales du corps humain ainsi que pour les sulfures des écrans vis-à-vis des faisceaux X de diagnostic (tension supérieure à 50 kilovolts), (μ_1) et (μ_2) sont proportionnels au cube de la longueur d'onde, on a donc, avec des notations évidentes :

$$\mu_1 = A_1 \lambda^3$$
$$\mu_2 = A_2 \lambda^3$$

A_1 et A_2 étant deux constantes :

$$\tau_2 = A_2 \lambda^3 + \sigma_2$$

et par suite :

$$d\mu_1 = 3 A_1 \lambda^2 d\lambda$$
$$d\tau_2 = 3 A_2 \lambda^2 d\lambda \qquad (\text{puisque } d\sigma_2 = 0)$$

La relation 2 devient ainsi :

$$3 A_1 \lambda^2 - a (A_1 \lambda^3) 3 A_2 \lambda^2 = 0$$
$$1 - a A_2 \lambda^3 = 0 \qquad \textit{Relation } 3$$

Cette relation 3 conditionne (λ) en fonction de l'épaisseur moyenne (a) du sujet. On retrouve bien (λ) d'autant plus petit que (a) est grand (rayonnement « pénétrant » de courte longueur d'onde pour les sujets épais). De plus, et c'est le résultat essentiel de cette étude, la longueur d'onde optimum (λ) déduite de la relation 3 est indépendante de la nature de l'écran luminescent puisque (a) et (A_2) sont des caractéristiques du sujet et non de l'écran.

Cette analyse montre qu'il n'y a donc pas lieu de s'inquiéter des normes appliquées dans les examens radiologiques puisque celles-ci ne changent pas, quelle que soit la nature de l'écran récepteur (radioscopique ou renforçateur).

Nous avons fait, il est vrai, l'hypothèse d'un rayonnement monochromatique qui nous permettait d'écrire :

$$J = J_0 \operatorname{Exp} \tau_2(a)$$

Or, il est clair que ce n'est pas le cas. Toutefois, il y a lieu d'observer que la prudence exige de filtrer le rayonnement X de diagnostic par des épaisseurs de 1 à 2 millimètres d'aluminium. Cette filtration, ainsi que l'ont montré WANGERMEZ et mon père, homogénéïse le faisceau en éliminant les rayonnements de grande longueur d'onde, plus facilement absorbables. Ainsi les calculs précédents restent approximativement valables en considérant, non point une radiation monochromatique, mais la longueur d'onde moyenne du faisceau de rayonnement X convenablement filtré.

La relation exponentielle précédente donne, à ces conditions, une approximation valable.

FIGURE 7

Etude de la longueur d'onde optimum fonction de l'épaisseur du sujet.

FIGURE 8

Schéma du renforçateur électroluminesc d'images.

G_1 et G_2 Glaces transparentes conductri
PP′ Couche photoconductrice.
AB Couche opaque neutre.
EE′ Couche électroluminescente.

Chapitre II

LES RENFORÇATEURS ELECTROLUMINESCENTS D'IMAGES

Sans vouloir envisager une étude complexe d'optique physiologique qui nous entraînerait fort loin des raisons de ce travail (les résultats obtenus ne justifieraient pas cette diversion), nous nous bornerons à exposer les principaux facteurs conditionnant la bonne qualité d'une image radioscopique, c'est-à-dire permettant la perception d'un maximum de détails.

A luminances égales, ces facteurs peuvent être définis par le contraste des diverses zones d'ombre et de lumière et par la finesse des lignes qui séparent ces zones.

On sait que le contraste d'une image radiologique est amélioré lorsqu'on diminue la tension du tube à rayons X, en réduisant ainsi les radiations secondaires dispersées. De même, la finesse est améliorée par l'utilisation d'un foyer fin. Ces précautions, si elles sont prises, ont tendance à abaisser la luminosité déjà très faible de l'image radioscopique (1 à 5 footlamberts). Or, sans insister sur les contraintes que représentent pour le praticien la nécessité d'une adaptation prolongée aux faibles éclairements et la nécessité d'un examen fatigant dans l'obscurité, nous retiendrons les raisons physiologiques qui diminuent l'acuité de l'œil pour un examen pratiqué dans ces conditions.

Aux faibles niveaux de luminance des écrans radioscopiques ordinaires, la perception visuelle des détails se fait par les bâtonnets dont le pouvoir discriminateur est faible. D'autre part, les faibles éclairements amènent un groupement de ces éléments, augmentant ainsi la grosseur du « grain » impressionné sur la rétine.

Ainsi, en multipliant, par un dispositif quelconque, la luminosité des images radioscopiques, on pourra, non seulement rendre plus physiologiques les conditions d'examen, mais aussi utiliser une partie du gain de luminance à l'amélioration des contrastes et de la finesse de l'image par l'emploi de tensions moins élevées et de foyers plus fins.

Pour obtenir une image lumineuse considérablement renforcée, nous proposerons deux types d'écrans renforçateurs appliquant les phénomènes physiques étudiés dans le chapitre précédent :

— Les renforçateurs électroluminescents d'image ;

— Les renforçateurs directs ou électrophotoluminescents.

Considérons tout d'abord, dans ce chapitre, les renforçateurs électroluminescents pour lesquels G. DIEMER, H.-A. KLASENS et J.-G. VAN SANTEN proposent le nom « d'amplificons ». Ce sont d'ailleurs ceux dont l'étude est actuellement la plus poussée et dont la mise en service pratique pour la radiologie semble la plus prochaine.

Ils utilisent le phénomène d'électroluminescence intrinsèque et leur principe est apparemment simple.

Pour cela, considérons le système formé par l'empilage successif (figure 8) d'une glace conductrice (G_1), d'une pellicule photoconductrice (PP'), d'une mince couche opaque (AB) de substance neutre, d'une pellicule électroluminescente (EE') et enfin d'une deuxième glace conductrice (G_2).

La couche photoconductrice peut être réalisée, par exemple, au moyen d'une mince pellicule de sulfure de cadmium. Ce produit possède la propriété d'être à peu près isolant ou très mauvais conducteur à l'obscurité. Par contre il devient bon conducteur dès qu'on l'éclaire par une radiation de longueur d'onde convenable et cette conductance est proportionnelle à l'intensité lumineuse reçue par unité de surface.

Soit (ε_1) l'épaisseur de la couche photoconductrice et soit (ε_2) celle de la couche électroluminescente. Nous négligerons, pour ses très faibles dimensions, l'épaisseur de la couche opaque (AB).

Appliquons entre (G_1) et (G_2) une différence de potentiel alternative (V). Si nous supposons provisoirement que la fréquence est suffisamment faible, le champ électrique à l'intérieur de la couche électroluminescente sera :

$$E_0 = \frac{V}{\varepsilon_1 + \varepsilon_2}$$ à l'obscurité, puisque le milieu de (G_1) à (G_2) est entièrement isolant ;

et $$E_1 = \frac{V}{\varepsilon_2}$$ pour un éclairement suffisamment intense de la couche photoconductrice, celle-ci transmettant alors au plan (AB) la tension appliquée en (G_1).

On a évidemment : $E_1 > E_0$

Si donc la tension (V) est réglée de telle façon que (E_0) soit trop faible pour illuminer la substance électroluminescente mais que par contre (E_1) soit suffisamment élevé pour remplir ce rôle, on voit très simplement que tout éclairement de la glace (G_1) s'accompagnera d'une émission de lumière par électroluminescence à travers la glace (G_2).

Recherchons maintenant les conditions pour que l'émission par électroluminescence à travers (G_2) soit considérablement plus élevée que l'énergie lumineuse reçue par (G_1).

L'apport d'énergie nécessaire à cette amplification est naturellement fourni par le système électrique d'alimentation destiné à maintenir la tension (V) entre (G_1) et (G_2).

Le rôle de la pellicule opaque (AB) se comprend aisément. Il est nécessaire que l'émission lumineuse par électroluminescence à travers (G_2) cesse dès que cesse l'éclairement de la couche photo-conductrice et ceci ne se produirait pas sans la présence de A B car il y aurait alors interaction entre les deux couches ; la couche photoconductrice restant excitée par l'émission lumineuse de la couche électroluminescente. En un mot, sans la couche opaque (AB), une première illumination par (G_1) de la couche photoconductrice produirait une émission lumineuse, à travers (G_2), qui ne pourrait cesser que par suppression de la différence de potentiel appliquée. La couche opaque évite cette interaction.

Ce raisonnement simple ne tient pas compte de la différence entre les constantes diélectriques de la couche photoconductrice d'une part, et de la couche électroluminescente, d'autre part. En désignant par (K_1) la constante diélectrique de la couche photoconductrice et par (K_2) celle de la couche électroluminescente, on aurait :

$$E_0 = \frac{V}{K_2\left(\frac{\varepsilon_1}{K_1} + \frac{\varepsilon_2}{K_2}\right)}$$ à l'obscurité (*Relation* 4)

$$E_1 = \frac{V}{\varepsilon_2}$$ pour (G_1) éclairé à saturation (*Relation* 5)

Ces calculs sont cependant trop sommaires, car ils ont été conduits dans l'hypothèse d'une différence de potentiel appliquée, de basse fréquence, ce qui nous a permis de négliger les effets de capacité dans la couche photoconductrice. En fait, nous avons vu que l'émission d'électroluminescence, pour une même différence de potentiel

appliquée au condensateur électroluminescent, croissait notablement avec la fréquence. Il semble donc, à priori, qu'il y ait intérêt à opérer à fréquence élevée, d'où la nécessité de tenir compte alors des courants de capacités.

Pour cela, examinons les calculs suivants.

Schématiquement, si nous considérons un petit cylindre découpé dans l'amplificateur d'images (on dit aussi « amplificateur de lumière »), l'élément découpé par ce cylindre dans la couche photoconductrice est caractérisé par une certaine capacité (C_1) shuntée par une résistance (R) qui dépend de l'éclairement de la couche. L'élément découpé par le même cylindre dans la pellicule électroluminescente peut être de même assimilé à une capacité (C_2) si l'on néglige ici la composante wattée, toujours faible, correspondant à la consommation d'énergie électrique (figure 9).

Dans ces conditions, en désignant par (f) la fréquence de la tension (V) appliquée à l'ensemble et par (ω) la pulsation ($\omega = 2\pi f$), la tension appliquée à la cellule électroluminescente est (V_2). La détermination de (V_2) est classique.

Désignons par :

$\overline{I_1}$ la composante imaginaire du courant à travers (C_1)

$\overline{I}$ l'expression imaginaire du courant à travers (C_2)

$\overline{I_2}$ l'expression imaginaire du courant à travers (R)

$\overline{V_1}$ l'expression imaginaire de la tension appliquée à la couche photoconductrice

$\overline{V_2}$ l'expression imaginaire de la tension appliquée à la couche électroluminescente

$\overline{V}$ l'expression imaginaire de la tension appliquée à l'ensemble de l'amplificateur d'image

avec : $\overline{V} = V \operatorname{Exp}(j\omega t)$

$j = \sqrt{-1}$ symbole imaginaire

On a à résoudre, d'après les règles de KIRCHOFF, le système d'équations linéaires entre variables complexes :

$$\overline{I_1} + \overline{I_2} = \overline{I} \qquad \frac{-j}{C_2 \omega} \cdot \overline{I} = \overline{V_2}$$

$$\overline{I_2} = \frac{\overline{V_1}}{R}$$

$$\overline{V_1} + \overline{V_2} = \overline{V}$$

$$\frac{-j}{C_1 \omega} \overline{I_1} = \overline{V_1}$$

On obtient :

$$\overline{V_2} = \overline{V} \frac{\frac{1}{R} + j C_1 \omega}{\frac{1}{R} + j \omega (C_1 + C_2)}$$

1/R représente la « conductance » (Γ) de la petite pellicule photoconductrice. D'où, en revenant aux modules des grandeurs imaginaires et en faisant apparaître (Γ), on a :

$$V_2 = V \sqrt{\frac{\Gamma^2 + \omega^2 C_1^2}{\Gamma^2 + \omega^2 (C_1 + C_2)^2}} \qquad \textit{Relation 6}$$

La conductance (Γ) est une fonction linéaire de l'éclairement. On a sensiblement :

$\Gamma = 1{,}25 \cdot 10^{-5}$ multiplié par l'éclairement exprimé en bougies par pied carré pour une cullule photoconductrice de 0,5 millimètre d'épaisseur et de 0,75 cm² de surface. Il y a lieu toutefois de noter que le courant de conduction ne s'établit qu'au-dessus d'un certain seuil de tension (figure 10), il faudrait en toute rigueur tenir compte de ce fait dans le calcul précédent, mais on doit considérer ces calculs comme simple « guide » et non leur attribuer une valeur absolue... Toutes les lois appliquées supposent des

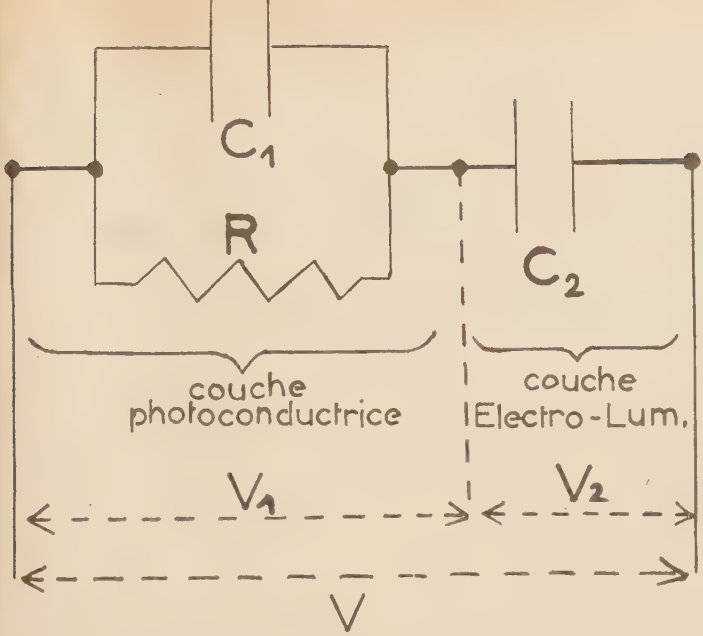


FIGURE 9
Circuit équivalent à l'amplificateur électroluminescent d'images.

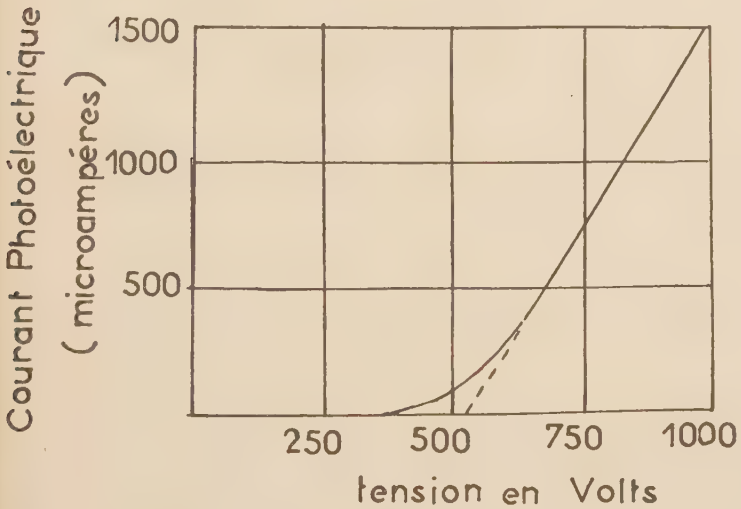


FIGURE 10
Variations du courant de photoconductibilité, à éclairement constant, en fonction de la différence de potentiel appliquée à la couche photoconductrice.

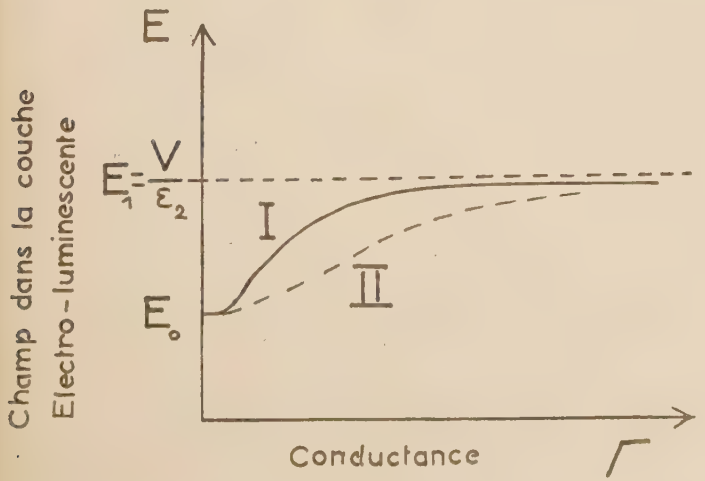


FIGURE 11
Variations du champ à l'intérieur de la couche électroluminescente en fonction de la conductance (Γ) de la couche photo-conductrice.
Courbe I à faible fréquence.
Courbe II à plus haute fréquence.

approximations et le seul juge définitif, ici comme toujours en physique et plus spécialement encore en physique médicale, reste avant tout l'expérience.

Pour : $\Gamma = 0$ (obscurité) la relation 6 donne :

$$V_2 = V \frac{C_1}{C_1 + C_2}$$

d'où le champ E_0 dans la couche électroluminescente est :

$$E_0 = \frac{V_2}{\varepsilon_2} = \frac{V}{\varepsilon_2} \cdot \frac{C_1}{C_1 + C_2}$$

qui n'est autre que la relation 4 déjà trouvée, puisque :

$$C_1 = \frac{K_1 S}{4 \pi \varepsilon_1} \qquad C_2 = \frac{K_2 S}{4 \pi \varepsilon_2}$$

Pour (Γ) très élevé (éclairement intense de la couche photoconductrice) la relation 6 montre que (V_2) tend vers (V), et par suite le champ dans la couche électroluminescente tend vers (E_1) tel que :

$$E_1 = \frac{V}{\varepsilon_2}$$ valeur déjà trouvée (*Relation* 5)

Cette analyse nous renseigne par surcroît sur l'influence de la fréquence. La courbe de la figure 11 donne, suivant la relation 6, l'allure des variations du champ électrique (E) dans la couche électroluminescente en fonction de (Γ). L'accroissement de la pulsation (ω) (donc de la fréquence) « étale » la courbe et par suite, pour une même valeur de (Γ), elle rend plus faible (E), ce qui tend à réduire l'émission par électroluminescence et par voie de conséquence à réduire l'amplification. En fait, l'accroissement de la fréquence joue aussi dans un sens opposé puisque, pour un champ donné dans la couche électroluminescente, l'émission de lumière par électroluminescence croît avec la fréquence (voir aux généralités sur le phénomène).

Il y a donc entre ces deux tendances opposées une juste compensation qui conduit vers un optimum pratiquement réalisé aux environs de 400 cycles par seconde. En outre, il ne faut pas perdre de vue que la pellicule photoconductrice ne doit jamais être excitée trop fortement, sinon la tension se trouve trop intégralement transmise au plan AB, quel que soit l'éclairement, ce qui risque d'atténuer les contrastes.

A titre indicatif, j'indique sur la figure 12, d'après KAZAN et NICOLL (*Proceedings of the I.R.E.*, déc. 1955), les gains obtenus avec un tel amplificateur alimenté à la fréquence de 400 cycles par seconde.

Il reste à préciser un dernier point : l'amplificateur d'images tel qu'il a été décrit et étudié ci-dessus ne peut être utilisé tel quel dans la technique de la radiologie. La couche photosensible de sulfure de cadmium est pratiquement peu sensible à l'action des rayons X, son maximum de sensibilité se situe, en effet, dans le visible vers 0,52 microns (courbe de répartition spectrale de sensibilité sur la figure 13). Pour adapter l'amplificateur aux examens radiologiques, il est donc nécessaire de recevoir d'abord le rayonnement X sur un écran fluorescent émettant de préférence dans le vert et tout au moins au delà du violet, c'est alors cette lumière de fluorescence qui viendrait exciter l'amplificateur.

En résumé, l'amplificateur électroluminescent d'images adapté à la radiologie comprendrait d'abord un écran fluorescent vert, une glace transparente conductrice mince de verre ou de plastique, une pellicule photoconductrice de sulfure de cadmium, une mince couche opaque, une couche électroluminescente et enfin une glace en verre conducteur épais jouant par surcroît le rôle de glace protectrice anti-X.

Je dois ajouter cependant que les laboratoires Philips ont réussi à supprimer l'écran vert auxiliaire en utilisant une

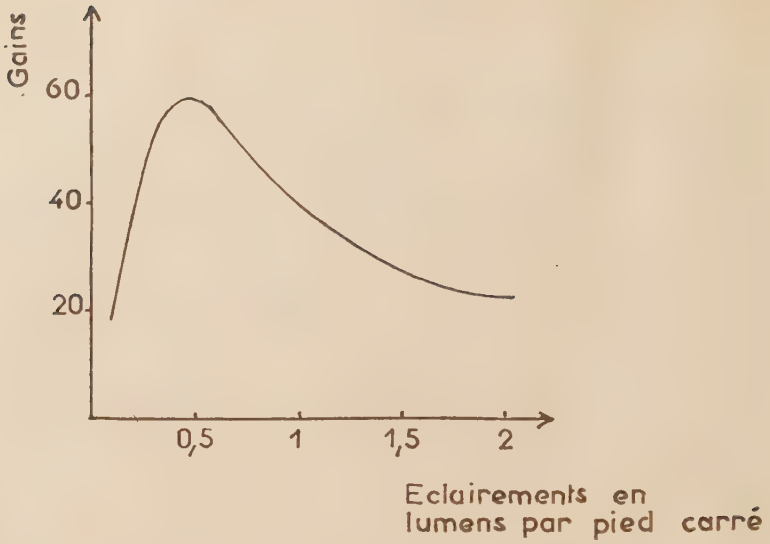


FIGURE 12

Rapports d'amplification ou « gains » en fonction de l'éclairement de la couche photoconductrice.

Le gain diminue pour les trop forts éclairements par suite de la tendance à saturation du champ E (figure 11) quand E est trop élevé.

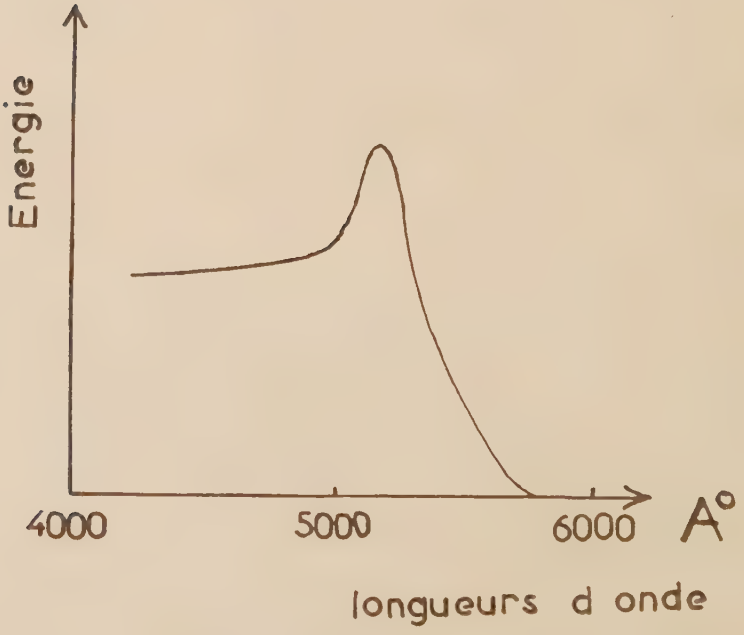


FIGURE 13

Courbe de sensibilité spectrale de la photoconductivité du sulfure de cadmium.

couche photoconductrice de sulfure de cadmium activé par du cuivre et du gallium, l'ensemble étant suffisamment sensible à l'action directe des rayons X.

Dans tout ce qui précède et pour les raisons indiquées, nous avons supposé la couche intermédiaire parfaitement opaque. En fait, une tendance se manifeste actuellement vers l'utilisation d'une couche semi-transparente permettant une réaction modérée de la couche électroluminescente sur la couche photoconductrice. Cette réaction, si elle est modérée, accroît l'amplification tout en évitant l'accrochage.

Dans l'état actuel des techniques et des recherches de laboratoire, l'amplification atteint des valeurs de 50 à 60. Ces chiffres ne sont que temporaires et susceptibles d'améliorations notables. Plus loin, nous exposerons les espérances d'avenir de ces écrans, espérances théoriques comparées avec celles des amplificateurs électroniques à accélération dans le vide.

Chapitre III

ÉTUDE COMPARATIVE de L'AMPLIFICATEUR ÉLECTROLUMINESCENT et de L'AMPLIFICATEUR ÉLECTRONIQUE A ACCÉLÉRATION DANS LE VIDE

DANS L'ÉTAT ACTUEL DES TECHNIQUES

Nous avons étudié dans le préambule du chapitre précédent comment la principale amélioration des écrans radioscopiques ordinaires pouvait être réalisée par un gain important de luminosité. En élevant le degré de luminance de l'image, on permet non seulement des mises au point techniques incompatibles avec un trop faible éclairement de l'écran, mais aussi on peut rendre plus physiologiques les conditions d'examen en élevant la brillance de l'image dans son ensemble, à un niveau où les cônes prennent une sensibilité suffisante. Or, nous savons que ces éléments sensoriels plus délicats peuvent percevoir des contrastes que les bâtonnets ne peuvent distinguer. Ainsi un contraste infraliminaire devient supraliminaire et accessible à la vision de l'opérateur.

Pour rendre l'image plus brillante, de nombreux procédés ont été imaginés dont l'exposé appartiendrait davantage à une histoire de la radiologie qu'à notre sujet. Citons seulement les procédés d'amplification par point de l'image (système à amplificateur de télévision de H. Morgan ou tube à balayage de Moon) pour lesquels les résultats, dans

l'état actuel des techniques, ne sont pas meilleurs que ceux de la radioscopie ordinaire. Signalons seulement, pour le premier, la possibilité de réaliser un examen simultané par plusieurs personnes à distance du générateur.

Les essais de ces différents systèmes se poursuivent mais on est encore très loin des possibilités théoriques, notre étude comparative se bornera donc aux amplificateurs électroniques qui ont été l'objet de démonstrations spectaculaires et dont l'utilisation actuelle en radiologie courante nous autorise une étude critique.

Le tube le plus couramment utilisé dans l'application de ces procédés électroniques est le tube de Coltmann dont nous présentons le schéma à la figure de la page suivante. Rappelons que la société Philips a de même réalisé un tube intensificateur d'images.

Le tube Coltmann comporte, dans une enceinte vidée d'air, un écran fluorescent ordinaire qui reçoit la première image fournie par les rayons X.

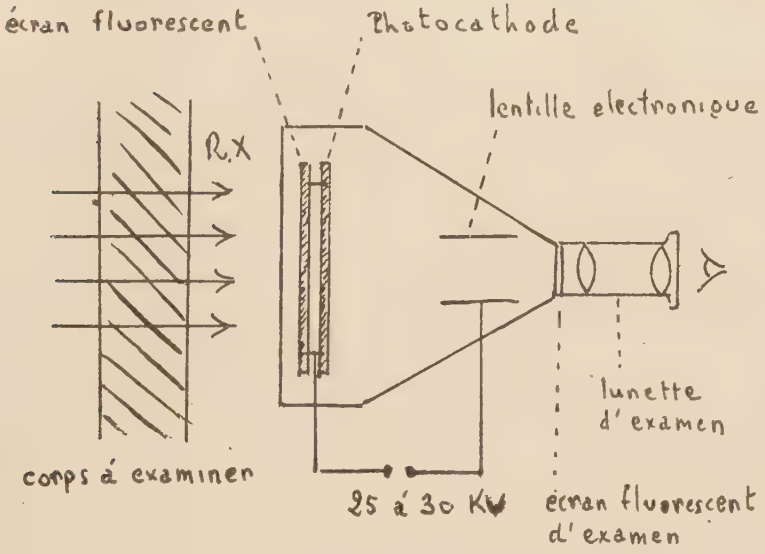
Presque au contact de cet écran radioscopique est placée une photocathode faite d'un composé de caesium et d'antimoine.

L'écran fluorescent impressionné par les rayons X illumine la photocathode et les électrons ainsi libérés sont accélérés et focalisés, à l'aide d'une tension continue de 25 à 30 kV, appliquée entre la photocathode et un ensemble de conducteurs de révolution formant lentille électronique.

Les électrons ainsi dirigés tombent sur un second écran fluorescent à grains fins émettant vers le maximum de sensibilité de l'œil. Cette dernière image est ensuite examinée à travers un système optique convenable.

L'amplification de brillance de 500 à 1.000 est ainsi obtenue par un double système d'accélération des électrons et de concentration de ceux-ci sur une surface, environ 80 fois plus petite, le flux lumineux total étant donc rayonné par une image 80 fois plus petite.

Ce gain de lumière permet un examen moins précipité du malade du fait de la réduction de la dose des rayons



nocifs et de plus il rend réalisable la rœntgencinématographie restituant le mouvement et la rœntgentélévision dont des démonstrations ont été faites dernièrement, à la Faculté de Médecine de Paris.

Ces amplifications considérables de lumière ne s'accompagnent pas cependant d'une augmentation parallèle du pouvoir de résolution. En effet, si les luminances extrêmes obtenues permettent, pour l'écran de vision, l'emploi de grains très fins, les dimensions réduites de l'image nécessitent que celle-ci soit reprise par un système optique grossissant qui ajoute à ses propres aberrations une amplification de l'image des grains de l'écran luminescent. Par ailleurs, le pouvoir séparateur est aussi lié au rapport a/b de la grosseur du grain aux dimensions de l'image. Dans l'amplificateur électronique, les limites réduites du champ

entraînent donc non seulement une gêne pour l'examen, mais aussi un obstacle à l'amélioration du pouvoir de résolution. On s'explique donc que la finesse obtenue actuellement ne soit pas très différente de celle d'une image radioscopique ordinaire.

Par contre, l'amplification donnée par les écrans électroluminescents, si elle est beaucoup plus faible, s'accompagne d'un pouvoir séparateur plus élevé que celui de l'amplificateur électronique. En effet, les restrictions faites plus haut ne sont plus valables ici ; l'image est en effet directement obtenue en grandeur naturelle et le pouvoir de résolution est du même ordre que celui des écrans ordinaires. Mais le gain de brillance est cependant suffisamment important pour permettre l'emploi de grains très fins. De plus, nous verrons ultérieurement que, par surcroît, l'amplificateur électroluminescent permet une légère amélioration du contraste.

La couche de caesium antimonié, réalisant la photocathode des amplificateurs électroniques, soumise à des fortes tensions électriques (de l'ordre de 25 à 30 kV) ne paraît résister qu'un temps très court, ce qui diminue d'autant la vie de ces tubes. Leur emploi est cependant trop récent pour avancer des chiffres moyens mais nous rappellerons, par comparaison, les essais effectués sur les condensateurs électroluminescents aux laboratoires de la « Westinghouse Electric Corporation ». Ces essais prolongés jusqu'à 10.000 heures, ont montré que la longévité des écrans électroluminescents ne semble pas s'annoncer inférieure à celle des écrans radioscopiques ordinaires. La couche photoconductrice et la couche électroluminescente, en effet, ne sont soumises qu'à des tensions faibles de l'ordre de 120 à 150 volts.

En définitive, avec les amplificateurs électroniques, on obtient une augmentation considérable de luminosité, mais au prix de servitudes importantes (matériel compliqué,

onéreux, distorsion de l'image...), dont la plus réelle nous paraît être les dimensions réduites de l'image nécessitant la vision à travers un système optique grossissant. Nous avons dit ses incidences sur le pouvoir séparateur. Du point de vue médical, la réduction du champ de vision pourrait limiter les usages de ces appareils à des organes petits ou à des régions suspectes bien délimitées dont le repérage pourrait être effectué en adjoignant à l'appareil (simple supposition) un écran radioscopique ordinaire.

Les examens pratiqués ainsi garderaient leurs droits, par exemple, dans l'étude éventuelle d'infiltrats pulmonaires, de niveaux liquides, de calcifications des valvules du cœur, des pulsations des artères et des veines principales qui pourraient être vus facilement, et de même, les détails de l'appareil gastro-intestinal : mouvements péristaltiques de l'intestin, mouvements et configuration des parois de l'estomac... invisibles à la radioscopie normale.

Ainsi, nous avons discuté, un peu sévèrement peut-être, les performances spectaculaires des amplificateurs électroniques dont la réalisation enfin se heurte à de grosses difficultés technologiques qui donnent un caractère très dispendieux à cette méthode et, en cas d'incidents de fonctionnement, assujettissent le praticien aux spécialistes de l'électronique.

Pour terminer cette étude comparative, après avoir discuté les performances actuelles des deux systèmes d'amplificateur (amplificateur à optique électronique et amplificateur électroluminescent), il est intéressant d'examiner les performances théoriques d'avenir de ces deux montages.

Cette comparaison a été étudiée par G. Diemer, H.-A. Klasens et J.-G. van Santen, des laboratoires Philips, d'Eindhoven. C'est à cette étude que nous nous sommes référés.

ESPÉRANCES THÉORIQUES D'AVENIR DES DEUX MONTAGES

Ces auteurs ont comparé la puissance susceptible d'être contrôlée par les deux procédés :

1° Par l'accélération de photo-électrons dans le vide (procédé pour lequel nous adopterons l'indice 1).

2° Par l'accélération d'électrons dans une couche photoconductrice (procédé pour lequel nous adopterons l'indice 2).

Le faisceau incident de radiations, d'intensité (J) par unité de surface d'écran, libère un certain nombre de charges. Soient respectivement (n_1) et (n_2) le nombre d'électrons libérés dans les deux cas par l'unité d'intensité du faisceau de radiations et soient (W_1) et (W_2) respectivement les énergies transportées, dans les deux cas, par ces électrons.

On a, dans le premier cas : $W_1 = n_1 e V J$; (e) charge de l'électron, (V) différence de potentiel accélératrice dans le vide.

Dans le deuxième cas, si (τ) est la vie moyenne des photoélectrons dans la couche photoconductrice, (μ) leur mobilité, (E) l'intensité du champ dans la couche photoconductrice et (Δ) le parcours moyen de ces électrons, on a :

$$\Delta = \mu E \tau$$

et l'énergie (W_2) transportée par les électrons est :

$$W_2 = e E \Delta n_2 J = n_2 e \mu \tau E^2 J$$

On a donc :

$$\frac{W_2}{W_1} = \frac{n_2}{n_1} \cdot \frac{\mu \tau E^2}{V}$$

Avec des couches convenables de CdS le produit $\mu\tau$ atteint des valeurs de l'ordre de 10^{-4} m^2/volt, n_2 est de

l'ordre de 0,4 (électron volt)$^{-1}$ tandis que n_1, pour les meilleures couches photo-émettrices, est environ 10 fois plus faible. On a donc n_2/n_1 de l'ordre de 10.

Avec un photoconducteur ayant une forte impédance d'obscurité, (E) peut être élevé jusqu'à $3 \cdot 10^6$ volts/mètre, tandis que des considérations pratiques limitent à 10^5 volts les valeurs de (V) susceptibles d'être appliquées au tube électronique dans le vide. En introduisant ces valeurs dans l'expression du rapport W_2/W_1 obtenue ci-dessus, on trouve :

$$\frac{W_2}{W_1} = 10 \cdot \frac{10^{-4} \cdot 9 \cdot 10^{12}}{10^5} = 9 \cdot 10^4 \approx 10^5$$

Il apparaît ainsi que le renforçateur électroluminescent peut avoir une efficacité bien plus élevée que celle de l'amplificateur électronique dans le vide. Toutefois il y a lieu d'observer que dans ce dernier cas on dispose d'électrons rapides susceptibles de fournir une émission lumineuse avec un rendement plus élevé. Il en résulte que dans l'ensemble le rapport ci-dessus doit être, en fait, très inférieur à 10^5. Cette valeur élevée laisse cependant une large marge très favorable aux perfectionnements futurs de l'amplificateur électroluminescent.

Chapitre IV

AMPLIFICATEURS DIRECTS — ÉLECTRO-PHOTO-LUMINESCENTS — PHOTO-ÉLECTROLUMINESCENTS

Considérons maintenant les amplificateurs « directs ». On les appelle ainsi, par opposition aux amplificateurs précédents dans lesquels l'image renforcée était fournie par l'action de champs électriques sur une couche électro-luminescente convenable, ces champs électriques étant liés aux valeurs du rayonnement X sur un photo-conducteur.

Les renforçateurs que nous allons étudier maintenant, au contraire, fournissent directement l'image donnée par les rayons X.

— Les renforçateurs électro-photo-luminescents d'images utilisables en radiologie médicale, sont basés sur l'effet d'électro-renforcement de Georges et Michel Destriau, spécialement étudiés par la Westinghouse Electric Corporation.

— Les renforçateurs photo-électro-luminescents de Cusano et Williams spécialement étudiés par la General Electric Company, mais dont l'utilisation pratique en radiologie nécessiterait certains artifices non encore résolus.

Le principe du premier type de renforçateur est très simple. Il est basé sur le fait que la sensibilité aux rayons X

de certaines substances luminescentes est accrue sous l'influence des champs électriques (voir tableau récapitulatif n° 1). Les substances sensibles à ce phénomène, malgré les efforts déployés, se limitent actuellement aux seuls mélanges de sulfure de zinc et de sulfure de cadmium activés par des traces de manganèse avec éventuellement des traces encore plus faibles d'un co-activateur. Les activateurs habituels, cuivre, argent, or, chrome, europium, utilisés seuls, donnent l'effet inverse d'électro-extinction.

Dès lors, l'écran radioscopique ou l'écran renforçateur utilisant l'effet électro-renforçateur, est extrêmement simple.

En radioscopie, la glace protectrice anti-X est simplement rendue conductrice en surface, comme déjà indiqué, quant au dos de l'écran radioscopique, il est recouvert d'une pellicule conductrice d'aluminium isolée de la substance luminescente (figure 14).

Entre les deux électrodes (l'électrode mince d'aluminium et l'électrode transparente déposée sur la glace anti-X) on applique une différence de potentiel alternative de 200 volts, environ, à la fréquence normale du secteur industriel (50 périodes par seconde). Sous l'influence du champ électrique alternatif, ainsi établi dans la pellicule luminescente spéciale, celle-ci a sa sensibilité multipliée par un coefficient pouvant, dans certains cas, aller jusqu'à 10.

Les recherches se poursuivent actuellement afin d'améliorer les produits utilisés. Les conditions les plus favorables semblent être réalisées avec les proportions suivantes :

$$\left.\begin{array}{ll} CdS & 40\ \% \\ ZnS & 60\ \% \\ Mn & 15 \cdot 10^{-4} \end{array}\right\} \text{ en poids}$$

produits cuits vers 1.050 degrés centigrades.

Il y a lieu de noter que, ces proportions admises, les recherches sont maintenant orientées vers le choix des

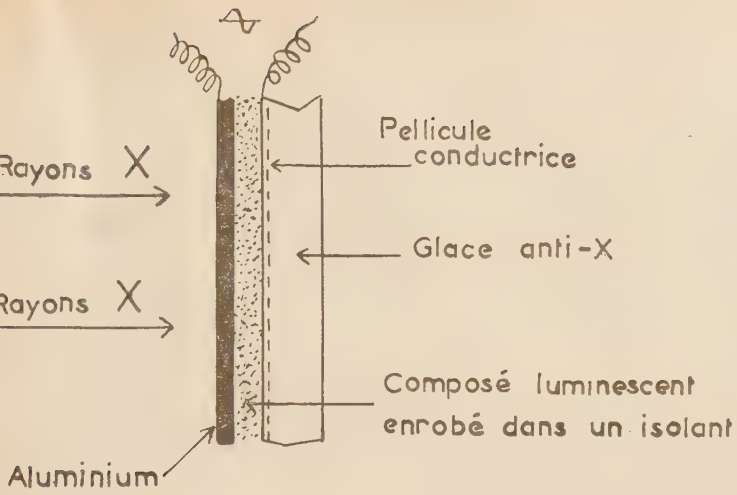


FIGURE 14

Schéma de l'écran radioscopique électro-photo-luminescent renforçateur d'image.

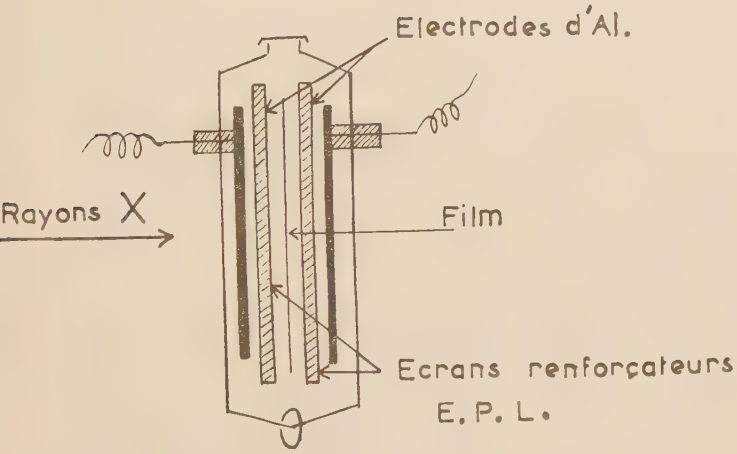


FIGURE 15

Schéma d'une cassette porte-film avec écrans renforçateurs électro-photo-luminescents.

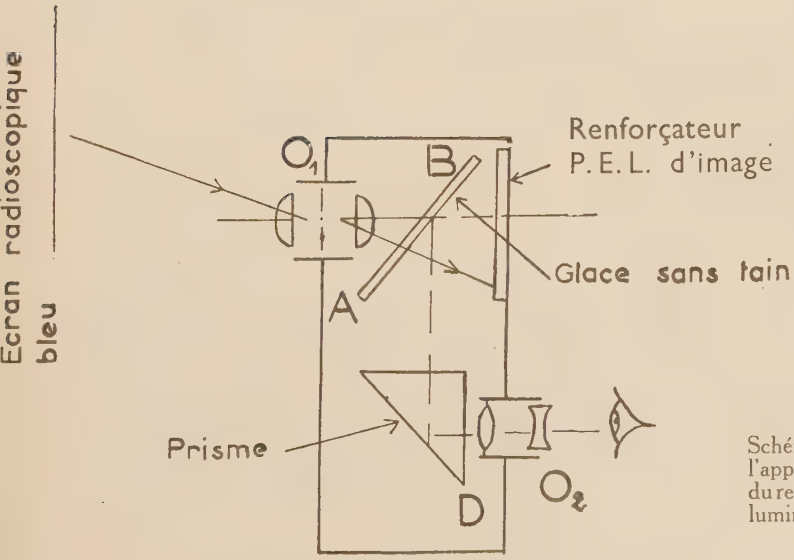


FIGURE 16

Schéma de principe pour l'application à la radioscopie du renforçateur photo-électro-luminescent d'image.

« additions fusibles ». Ces additions de 0,5 % à 2 % d'un sel convenable (notamment chlorures) sont d'une grande importance sur la qualité des produits obtenus.

L'utilisation du phénomène en radiographie est, pour le moment, laissée de côté. Les produits sensibles obtenus actuellement, émettent en effet principalement dans le jaune et même, sous l'action du champ, la bande spectrale émise est déformée, le renforcement étant maximum vers 0,6 microns, c'est-à-dire dans le jaune. (Nous renvoyons pour cela aux généralités.)

On peut toutefois imaginer la cassette simple utilisant cet effet avec des produits convenables émettant dans une région plus favorablement actinique. Cette cassette ne différerait de celles actuellement utilisées que par l'adjonction de deux électrodes planes d'aluminium entre lesquelles seraient enserrées les deux écrans renforçateurs avec, entre eux, le film sensible (figure 15).

Nous verrons plus loin comment ce phénomène de renforcement peut être utilisé, d'une autre manière, dans les « renforçateurs de contraste ».

Pour terminer ce chapitre, nous dirons un mot des renforçateurs photo-électro-luminescents d'image. Ceux-ci utilisent le phénomène de CUSANO (voir tableau récapitulatif n° 1) mais, dans l'état actuel des techniques, ils ne font pas encore l'objet de recherches en vue d'une application éventuelle dans le domaine des rayons X.

Ce phénomène de renforcement s'observe sur les minces couches des mêmes produits que précédemment (mélanges de CdS et de ZnS activés au manganèse) et déposés par évaporation thermique sur la pellicule conductrice de glaces conductrices maintenues à une température voisine de 500 degrés centigrades. La deuxième électrode est formée d'une couche mince métallique déposée elle-même sur le sulfure par projection thermique. Il y a donc ici contact

intime de la couche sensible très mince (quelques dizaines de microns) avec les deux électrodes. En projetant sur la substance luminescente, à travers la glace transparente conductrice, une image en lumière violette ou ultra-violette, la fluorescence excitée est considérablement renforcée lorsqu'on applique entre les deux électrodes une différence de potentiel continue, de façon que l'électrode métallique soit négative (courant allant, à travers la substance, de l'électrode transparente vers l'électrode métallique).

Les valeurs de renforcement sont insignifiantes, ou même il y a extinction lorsque le sens du courant est inverse (figure 17).

Contrairement à ce qui se passe dans l'effet électro-renforçateur de G. et M. Destriau, le renforcement apparaît ici indistinctement, que l'irradiation soit faite avec les rayons ultra-violets ou avec les rayons X. Le rapport de renforcement dépend en outre de l'intensité du courant traversant la cellule. Il peut atteindre des valeurs de 50.

Ce système est toutefois inutilisable, tel quel, pour les rayons X, puisque la couche luminescente, nécessairement très mince pour permettre le passage d'un courant électrique appréciable, absorberait trop peu les rayons X. L'utilisation éventuelle de ce dispositif en radiologie devrait comprendre :

1. Un écran radioscopique à émission bleue (écrans au tungstate de calcium ou au sulfure de zinc activé au cuivre et au chlore, préparé en atmosphère réductrice) qui fournit l'image « primaire ».

2. Un système d'observation comprenant un objectif (O_1) qui projette, à travers une glace sans tain (AB) (figure 16), l'image de l'écran radioscopique sur la pellicule sensible du renforçateur photo-électro-luminescent d'images. Cette image est observée à travers l'oculaire (O_2) par réflexion sur la glace sans tain (AB) et sur la face réfléchissante (CD) d'un prisme à réflexion totale.

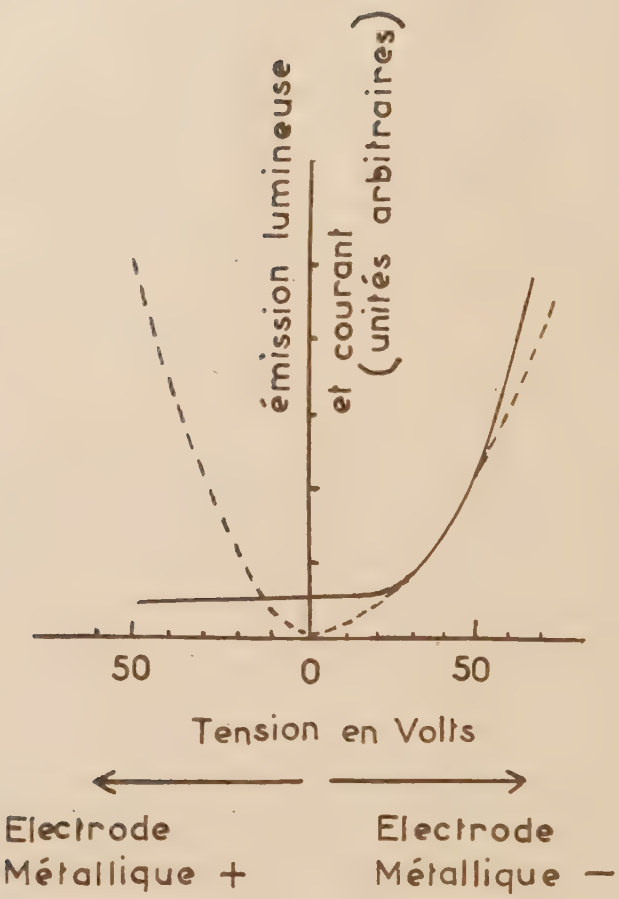


FIGURE 17

Variations de l'émission lumineuse et du courant en fonction de la tension appliquée entre les électrodes d'une cellule photo-électro-luminescente.

En trait plein : émission lumineuse ;
En trait ponctué : courant débité.

(D'après les courbes publiées au *Journal de Physique et le Radium*, août-septembre 1956, article de D.-A. CUSANO et F.-E. WILLIAMS.)

Ce montage est, pour le moment, purement spéculatif car, malgré le renforcement de l'image, il existe des pertes de lumière appréciables :

a) Perte de lumière par réflexion sur le faisceau bleu transmis par l'objectif (O_1) à travers (AB) ;

b) Perte de lumière par transmission à travers la glace (AB) sur le faisceau renvoyé par l'écran renforçateur d'image vers l'oculaire (O_2) ;

c) Pertes de lumière par réflexions parasites et par absorption dans le prisme (CD) ;

d) Pertes, enfin, provenant de l'affaiblissement habituel de la clarté par les systèmes oculaires, même à grande ouverture.

Ces quelques observations feront comprendre pourquoi les deux premiers types de renforçateur d'image : le renforçateur électroluminescent et l'écran électro-renforçateur, sont seuls étudiés actuellement dans le domaine des rayons X.

Chapitre V

LE PROBLÈME GÉNÉRAL DU CONTRASTE

L'obtention d'images très lumineuses, toujours souhaitables en radiodiagnostic, ne suffit pas, par elle seule, à améliorer l'observation en radioscopie. Il se peut même qu'un écran radioscopique trop lumineux puisse créer un éblouissement relatif local, source de gêne pour l'observation de certains proches détails. La seule amélioration de la sensibilité des écrans radioscopiques conduit ainsi nécessairement, non pas tant vers une amélioration des conditions d'examen que vers une réduction des constantes électriques de fonctionnement. Cette réduction de l'intensité des faisceaux X nécessaire aux examens radioscopiques est d'ailleurs souhaitable puisqu'elle va dans le sens de la sécurité, mais elle ne doit pas faire perdre de vue cette autre condition essentielle de perfectionnement qui est l'amélioration des contrastes.

Comment définir algébriquement le « contraste », afin de pouvoir ultérieurement le chiffrer? Il est habituel de définir le contraste photographique de la manière suivante : les flux lumineux respectivement transmis par les deux plages en comparaison étant (F_1) et (F_2) le contraste est :

$$1 - \frac{F_1}{F_2}$$

Cette définition ne repose sur aucune base physiologique. Reprenant la question, nous montrerons pourquoi cette

définition ne peut être retenue et comment le « contraste » doit être défini de façon différente dans le cas de l'observation radioscopique et dans le cas de l'examen d'un film sensible impressionné (cliché radiographique).

Nous partirons de la loi, aujourd'hui classique, de WEBER-FECHNER. Entrevue depuis longtemps par FECHNER, cette loi a été vérifiée expérimentalement par les méthodes modernes d'analyse de la psychophysiologie. Nous admettrons donc comme base fondamentale de notre analyse le fait, aujourd'hui incontesté, que : « *La sensation croît comme le logarithme de l'excitant* », sous réserve évidemment que la sensation soit comprise entre deux limites qui sont l'une, en bas, le seuil ultime de perception, et l'autre, en haut, le seuil douloureux. (Eblouissement dans le cas de la vision.)

Cela est vrai pour tout sens humain. Cette loi a notamment permis la définition récente du « phone » première unité physiologique qui n'est en fait qu'une extension acoustique de l'unité générale d'affaiblissement le « bel »[1], ou de son sous-multiple le « décibel », compte tenu par ailleurs du minimum de sensation audible.

Je propose donc d'étendre ici la notion de contraste par celle classique de différence de sensation exprimée en décibels, c'est-à-dire exprimée en fait par le logarithme décimal du rapport des luminances (L_1) et (L_2) des plages de l'écran radioscopique considérées. En désignant par (γ) la « différence » des sensations optiques ressenties exprimées en décibels, on a :

$$\frac{L_1}{L_2} = 10^{\frac{\gamma}{10}}$$

c'est-à-dire :

$$\gamma = 10 \log_{10} \left(\frac{L_1}{L_2} \right) \qquad \textit{Relation 7}$$

(1) bel : affaiblissement tel que le logarithme décimal du rapport des 2 intensités $\left(\frac{\text{I initiale}}{\text{I affaiblie}} \right)$ est égal à 1

On pourrait d'ailleurs chercher à donner à cette notion une valeur plus absolue en transposant pour l'œil la notion acoustique du phone.[1] Les plus faibles luminances observables, à la limite ultime de perception visuelle pour un œil adapté à l'obscurité après un séjour d'environ 30 minutes dans le noir, sont de l'ordre de 1 micro-footlambert, soit donc environ $3{,}4 \times 10^{-6}$ nit.[2] En désignant par (L_0) cette luminance ultime et par l'unité la sensation lumineuse correspondante, la luminance (L_1) produirait une sensation (s_1) telle que :

$$s_1 = 10 \log_{10} \frac{L_1}{L_0} \qquad \textit{Relation } 8$$

D'une manière identique, on aurait pour la luminance (L_2) une sensation (s_2) telle que :

$$s_2 = 10 \log_{10} \frac{L_2}{L_0} \qquad \textit{Relation } 9$$

et l'on retrouverait pour le « contraste » la différence ($s_1 - s_2$) des sensations, c'est-à-dire (d'après les relations 8 et 9) :

$$s_1 - s_2 = 10 \log_{10} \left(\frac{L_1}{L_2}\right) = \gamma \qquad \textit{Relation } 10$$

Il reste à trouver un nom pour l'unité de sensation visuelle ainsi définie, à défaut de mieux je propose celui de « optophot ». (Sensation visuelle correspondant au minimum de perception.)

Ainsi, la sensation visuelle de l'écran de luminance (L_1) sera de (s_1) optophots, et la sensation visuelle de l'écran de luminance (L_2) sera de (s_2) optophots. Quant au contraste, il sera de ($\gamma = s_1 - s_2$) optophots.

Au point de vue pratique, les luminances moyennes des plages brillantes des écrans radioscopiques usuels, dans les

(1) phone : intensité sonore telle que le rapport de cette intensité à l'intensité limite du seuil de perception sonore est égal à 0,1.

(2) nit : voir note page 27.

conditions ordinaires de fonctionnement, sont d'environ 1 à 5 footlamberts qui conduisent donc à des sensations de l'ordre de 60 à 67 optophots.

Cette notion de contraste physiologique va s'étendre immédiatement à la radiographie où le noircissement du film est lui-même défini dans une échelle logarithmique par la « densité optique ». Soient respectivement (D_1) et (D_2) les densités optiques des régions du film situées respectivement en face des plages de luminance (L_1) et (L_2) de l'écran renforçateur.

En éclairant le film par un faisceau lumineux fournissant un flux uniforme (Φ_0) par unité de surface sur la face éclairée, le flux (Φ_1) émergeant du film dans la région de densité optique (D_1) est tel que :

$$D_1 = \log_{10}\left(\frac{\Phi_0}{\Phi_1}\right)$$

pareillement :

$$D_2 = \log_{10}\left(\frac{\Phi_0}{\Phi_2}\right)$$

Par ailleurs, la différence des sensations visuelles correspondantes (s'_1) et (s'_2), exprimée en décibels, sera :

$$s'_1 - s_2' = 10\log_{10}\left(\frac{\Phi_1}{\Phi_2}\right) = 10\left[\log_{10}\left(\frac{\Phi_0}{\Phi_2}\right) - \log_{10}\left(\frac{\Phi_0}{\Phi_1}\right)\right]$$

$$s_1' - s_2' = 10\,(D_2 - D_1) \qquad \textit{Equation } 11$$

Essayons de relier, dans ce cas ($s'_1 - s'_2$) aux luminances (L_1) et (L_2) des plages de l'écran renforçateur. On sait que le noircissement d'un grain (réduction du bromure d'argent) est conséquence de la présence d'un seul germe d'argent (image latente) formé par l'action photochimique directe de la lumière.

Soit (n_0) le nombre de grains de bromure contenus initialement par unité de volume de l'émulsion et (n) le

nombre de grains qui, après irradiation, possèdent des germes ; ces derniers, après développement, deviendront des grains opaques d'argent tandis que les $(n_0 - n)$ grains non modifiés seront éliminés par le lavage à l'hyposulfite de soude et leur emplacement sera transparent. Soient respectivement (n_1) et (n_2) les valeurs respectives de (n) en face des plages de luminances (L_1) et (L_2), on a :

$$\frac{\Phi_0}{\Phi_1} = \frac{n_0}{n_0 - n_1} \qquad \frac{\Phi_0}{\Phi_2} = \frac{n_0}{n_0 - n_2}$$

c'est-à-dire :

$$\frac{\Phi_1}{\Phi_2} = \frac{n_0 - n_1}{n_0 - n_2}$$

d'où $(s'_1 - s'_2)$ en décibels :

$$s_1' - s_2' = 10 \log_{10} \frac{\Phi_1}{\Phi_2} = 10 \log_{10} \frac{n_0 - n_1}{n_0 - n_2} \qquad \textit{Equation } 12$$

on a par ailleurs :

$$\frac{dn}{n_0 - n} = k \cdot L \cdot dt$$

c'est-à-dire que la probabilité de formation d'un germe dans un grain et dans le temps dt est proportionnelle à la luminance (L) de la plage voisine sur l'écran renforçateur, d'où :

$$\int_0^n \frac{dn}{n_0 - n} = k \cdot L \int_0^t dt$$

$$\frac{n_0}{n_0 - n} = \text{Exp. } (k L t)$$

c'est-à-dire :

$$\frac{n_0}{n_0 - n_1} = \text{Exp. } (k L_1 t) \qquad \frac{n_0}{n_0 - n_2} = \text{Exp. } (k L_2 t)$$

(t) durée d'exposition,

$$\frac{n_0 - n_1}{n_0 - n_2} = \text{Exp.} \left[k\,(L_2 - L_1)\,t \right]$$

$$\log_{10} \frac{n_0 - n_1}{n_0 - n_2} = k\,(L_2 - L_1)\,t \,.\, \log_{10} e$$

et par suite, en tenant compte de l'équation 12, on a :

$$s_1' - s_2' = (10\ k\,t \log_{10} e)\ (L_2 - L_1) \quad \textit{Equation } 13$$

Ainsi donc, en conclusion, le contraste de deux plages dépend :

a) Du *rapport de leurs luminances* dans le cas de l'examen *radioscopique* (Equation 10) ;

b) De la *différence de leurs luminances*, sur l'écran renforçateur, dans le cas de l'examen *radiographique* (Relation 13) ;

c) Enfin, la présence du facteur temps (t) (durée d'exposition) dans la relation 13 indique que le contraste en graphie ($s'_1 - s'_2$) est proportionnel à cette durée d'exposition, au moins dans les limites de validité de ces calculs, c'est-à-dire, ce temps (t) suffisamment court pour qu'il reste encore, après exposition et développement, des grains de bromure non réduits.

Cette condition fixe en quelque sorte la durée d'exposition (t), laquelle, d'après ce que nous venons de voir, doit être la plus élevée possible sans toutefois dépasser la limite du noircissement total de tous les grains.

Si donc (L_1) est la luminance de la région la plus lumineuse de l'écran renforçateur, on doit avoir ($L_1 t$) aussi voisin que possible de la dose de lumière correspondant tout juste à la réduction totale du bromure d'argent.

Posons donc : $L_1 t = \alpha$ cette dose constante ; la relation 13 montre alors que l'on a :

$$s'_2 - s'_1 = (10\ k\ \alpha\ \log_{10} e)\ \left(1 - \left(\frac{L_2}{L_1}\right)\right.$$

et ainsi le contraste de l'image photographique d'une plage quelconque, par rapport à l'image photographique de la plage la plus éclairée, et seulement par rapport à cette plage, devient aussi une fonction de L_2/L_1 (donc aussi bien de L_1/L_2) justifiant, mais dans ce cas seulement, la définition du contraste adoptée jusqu'ici qui est précisément :

$$1 - \frac{L_2}{L_1}$$

Pour terminer cette étude, nous remarquerons que le contraste par juxtaposition tel que nous venons de le définir est un phénomène très complexe, où les effets perceptifs jouent un rôle important. Rappelons seulement les deux seuils de perception visuelle : le seuil de perception élémentaire et le seuil de perception différentielle. Donc, pour individualiser deux sensations optiques simultanées, les valeurs respectives de L_1 et de L_2 doivent être chacunes supérieures au seuil absolu et l'écart de luminance, supérieur au seuil de perception différentielle.

Chapitre VI

LES RENFORÇATEURS DE CONTRASTES

L'étude physiologique précédente nous a permis de dégager les facteurs essentiels qui agissent sur le contraste de l'image fournie, soit par un écran radioscopique, soit par un film radiographique, c'est-à-dire :

a) Le rapport des luminances dans le cas de la scopie et dans l'éventualité où, en radiographie, le contraste est évalué par rapport à la plage la plus exposée ;

b) La différence des luminances en radiographie, mise à part la restriction précédente, c'est-à-dire lorsque (L_1) et (L_2) sont relatifs à deux plages fluorescentes contiguës des écrans renforçateurs.

Si la luminance (L) d'une plage fluorescente est proportionnelle à l'intensité (J) de rayonnement absorbée par unité de temps et par unité de surface, cette relation de proportionnalité montre qu'il n'y a pas amélioration du contraste par le simple changement de sensibilité des écrans radioscopiques ou des écrans renforçateurs.

Posons en effet :

$$L = \beta J \qquad \textit{Equation } 14$$

(β) étant un facteur qui est une constante dans le cas des écrans luminescents habituels, mais que nous allons maintenant envisager, plus généralement, comme une certaine fonction de (J).

Dans ce cas, (L) dépend explicitement de (J) par la présence de cette quantité dans la relation 14 mais il en dépend aussi implicitement par le facteur (β), si ce terme, comme nous l'envisagerons maintenant, est lui-même une fonction de (J).

Dans ces conditions, la plage irradiée par (J_1) possède une luminance (L_1) telle que :

$$L_1 = \beta_1 J_1$$

avec (β_1) valeur spéciale de (β) correspondant à l'intensité (J_1). De même, avec des notations identiques, on aura pour la plage contiguë :

$$L_2 = \beta_2 J_2$$

et par suite :

$$\frac{L_1}{L_2} = \frac{\beta_1}{\beta_2} \cdot \frac{J_1}{J_2}$$

Dans le cas d'un écran fluorescent habituel $\beta_1 = \beta_2$ (puisque β constant) et :

$$\frac{L_1}{L_2} = \frac{J_1}{J_2}$$

quelle que soit la sensibilité de l'écran.

Supposons maintenant que cette grandeur (β) soit une fonction croissante de (J). L'inégalité $J_1 > J_2$ entraîne alors $\beta_1 > \beta_2$ et par suite :

$$\frac{L_1}{L_2} > \frac{J_1}{J_2}$$

Il y aura donc gain de contraste (ce serait évidemment l'inverse si β était une fonction décroissante de J).

Cette condition (β fonction croissante de J) peut-être réalisée par l'utilisation de l'effet électro-renforçateur de Georges et Michel DESTRIAU dans le renforçateur électro-photoluminescent de contraste.

Enfin, nous montrerons pour terminer que le simple renforçateur électroluminescent d'image peut lui-même permettre une amélioration de contraste.

Le renforçateur electro-photo-luminescent de contraste

Ce renforçateur électro-photo-luminescent de contraste ne diffère du renforçateur électroluminescent d'image, déjà étudié, que par la seule nature de la substance luminescente sensible appliquée par le diélectrique entre la couche photosensible de CdS et la glace conductrice transparente. Nous avons donc le schéma simple de la figure 18 qui rappelle celui de la figure 8.

On y rencontre successivement une mince pellicule d'aluminium formant première électrode, la couche photoconductrice de sulfure de cadmium (PP'), la pellicule de substance luminescente CdS ZnS (Mn, X) enrobée dans un isolant, enfin la glace conductrice G.

La substance CdS ZnS (Mn, X) où X représente un coactivateur convenable du manganèse, est une substance non électroluminescente mais sensible à l'effet électro-renforçateur. La substance fluorescente est directement excitée par les rayons X après leur traversée de l'électrode d'aluminium et de la couche photoconductrice de CdS, la luminescence jaune ainsi excitée réagit sur la couche photoconductrice (PP') dont le maximum de sensibilité se trouve précisément proche du jaune (figure 13). Ainsi face à la plage la plus illuminée, la conductibilité de la couche photoconductrice est la plus forte, ce qui du même coup accroît le champ dans la pellicule luminescente sous-jacente. Le renforcement se trouve ainsi d'autant plus élevé que la plage est elle-même déjà plus fortement éclairée.

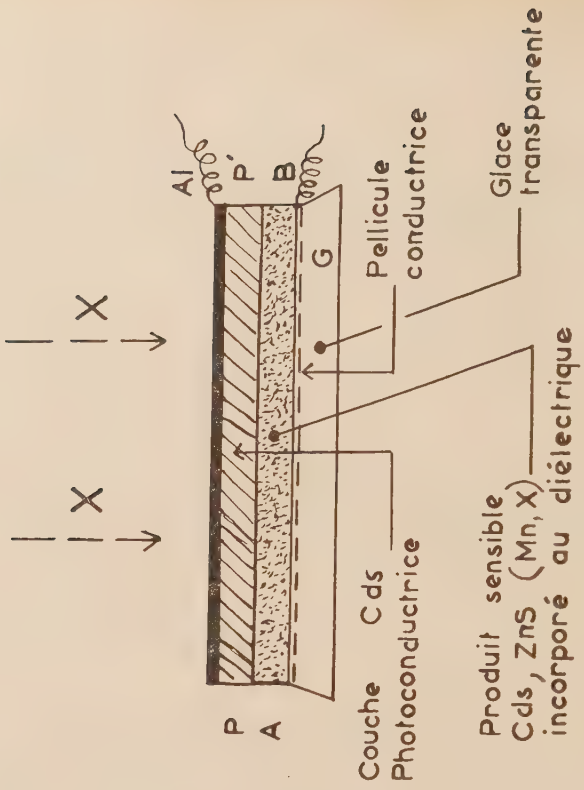


FIGURE 18

Schéma de principe de l'amplificateur de contraste.

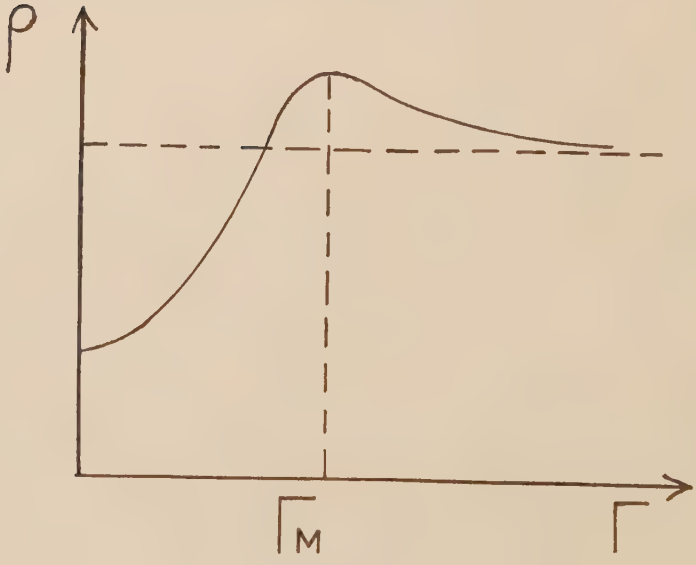


FIGURE 19

Courbe $\rho = f(\Gamma)$ dans le cas où le champ électrique dans la couche luminescente, à Γ infini, dépasse la valeur du champ pour laquelle ρ est maximum.

Schématiquement, considérons deux plages contiguës recevant respectivement des intensités X de valeurs (J_1) et (J_2) avec, par exemple : $J_1 = 2 \, . \, J_2$.

Les luminances qui seraient normalement excitées dans la couche fluorescente seraient respectivement (B_1) et (B_2) avec de même :

$$B_1 = 2 \, . \, B_2 \quad \text{ou} \quad \frac{B_1}{B_2} = 2$$

mais précisément, grâce à la photoconductibilité du CdS, le champ est plus élevé dans la région 1 que dans la région 2, le rapport de renforcement (ρ_1) prend par exemple la valeur 4, tandis que le rapport de renforcement (ρ_2) ne prend que la valeur 1,6.

Les luminances observées deviennent alors (L_1) et (L_2) telles que :

$$L_1 = 4 \, . \, B_1 \quad \text{et} \quad L_2 = 1{,}6 \, . \, B_2$$

c'est-à-dire :

$$\frac{L_1}{L_2} = \frac{4 \, . \, B_1}{1{,}6 \, . \, B_2} = \frac{4 \, . \, 2}{1{,}6} = 5$$

le rapport des luminances est ainsi 5 au lieu de 2, d'où accroissement du contraste.

Plus généralement, si (B) est la luminance directement excitée par le faisceau de rayons X d'intensité (J) on a :

$$B = b \, . \, J \quad (b \text{ une constante}) \quad \textit{Relation } 15$$

mais grâce au champ électrique appliqué localement, le rapport de renforcement est (ρ) et la luminance observée devient :

$$L = \rho B \quad \text{ou} \quad L = b \rho J \quad \text{puisque} \quad B = b \, . \, J \quad \textit{Relation } 16$$

en comparant à l'équation 14 on voit apparaître la signification de (β) qui est :

$$\beta = b \rho$$

Or (ρ) est une fonction du champ appliqué, donc une fonction de la conductibilité de la pellicule photoconductrice, dont une fonction de son éclairement, donc une fonction de (J). Les variations de (β) en fonction de (J) sont donc proportionnelles à celles de (ρ).

Il y a évidemment interaction entre la couche luminescente et la couche photoconductrice, si bien que la couche luminescente devenant plus brillante, la photoconductibilité tendrait elle-même à croître et l'on pourrait craindre à priori, ici comme pour le renforçateur d'images, une sorte d'accrochage tendant à illuminer fortement et uniformément l'écran. Il est facile de se rendre compte que ce danger ne se présente pas ici. Pour étudier d'une façon plus générale et plus complète la formation de l'image, nous en ferons graphiquement l'étude.

Nous avons déjà obtenu (figure 11) la courbe représentative des variations du champ $E = V_2/\varepsilon_2$ à l'intérieur de la couche luminescente en fonction de la conductance Γ. Nous avons de même indiqué (figure 6) l'allure des variations du rapport de renforcement (ρ) en fonction de la tension appliquée à la cellule électrophotoluminescente, c'est-à-dire à un facteur constant près qui est l'épaisseur de la couche luminescente, les variations de ce rapport ρ en fonction du champ électrique E appliqué à la substance luminescente.

De ces deux courbes, nous pourrons déduire graphiquement celle qui, dans le renforçateur de contraste, indique les variations de ρ en fonction de Γ. Pour cela (figure 20), considérons dans le premier quadrant (en haut à droite) la courbe $E = f(\Gamma)$ qui n'est autre que celle de la figure 11, son asymptote, pour Γ tendant vers l'infini (éclairement intense), est la droite horizontale $\alpha\beta$. Dans le deuxième quadrant (en haut à gauche) reportons les variations de ρ en fonction de E (courbe de la figure 6 au facteur constant près (ε_2), avec ρ sur l'échelle horizontale et E sur l'échelle

verticale). Nous obtenons, reportée de la façon suivante dans le premier quadrant, la courbe des variations de ρ en fonction de Γ (ρ sur l'échelle verticale, Γ sur l'échelle horizontale). Pour une valeur donnée de $\Gamma = OP$, le champ électrique dans la couche électrophotoluminescente est donné par l'ordonnée PA du point A situé sur la courbe en trait plein $E = f(\Gamma)$. Ce champ électrique PA correspond à une valeur de ρ donnée par l'abscisse OD du point C de la courbe $\rho = f(E)$ du deuxième quadrant. Reportons cette valeur de $\rho = OD$ en OH par l'arc de cercle de circonférence DH et de centre O. Cette valeur $\rho = OH$ correspond à la valeur OP de la conductance Γ. Le point M d'ordonnée $\rho = OH$ sur l'échelle verticale de gauche et d'abscisse $\Gamma = OP$ appartient donc à la courbe des variations $\rho = f(\Gamma)$ que l'on peut ainsi construire point par point et qui est représentée en ponctué dans le premier quadrant de la figure 20. Cette courbe est régulièrement croissante si l'on se place dans des conditions telles que même avec Γ infiniment grand, le maximum de $\rho = f(E)$ ne soit pas atteint. Son asymptote $\alpha'\beta'$ s'obtient, ainsi qu'il est indiqué sur la figure, par la valeur de ρ correspondant au champ maximum $E_1 = V/\varepsilon_2$ à Γ infini.

Dans le quatrième quadrant (en bas à droite), indiquons de même la courbe (droite) donnant Γ en fonction de la luminance L (Γ proportionnel à L) et dans le troisième quadrant (en bas à gauche), la courbe $B = f(J)$ (B luminance excitée sous la seule action du faisceau de rayons X d'intensité J). Nous avons aussi B proportionnel à J et cette courbe $B = f(J)$ est elle-même une droite.

On a, nous avons vu (relation 15) :

$$B = b\,J$$

et (relation 16) :

$$L = \rho B = \rho\, b\, J$$

En un point donné du renforçateur de contraste (région I, par exemple), la conductance Γ se fixera sur une certaine

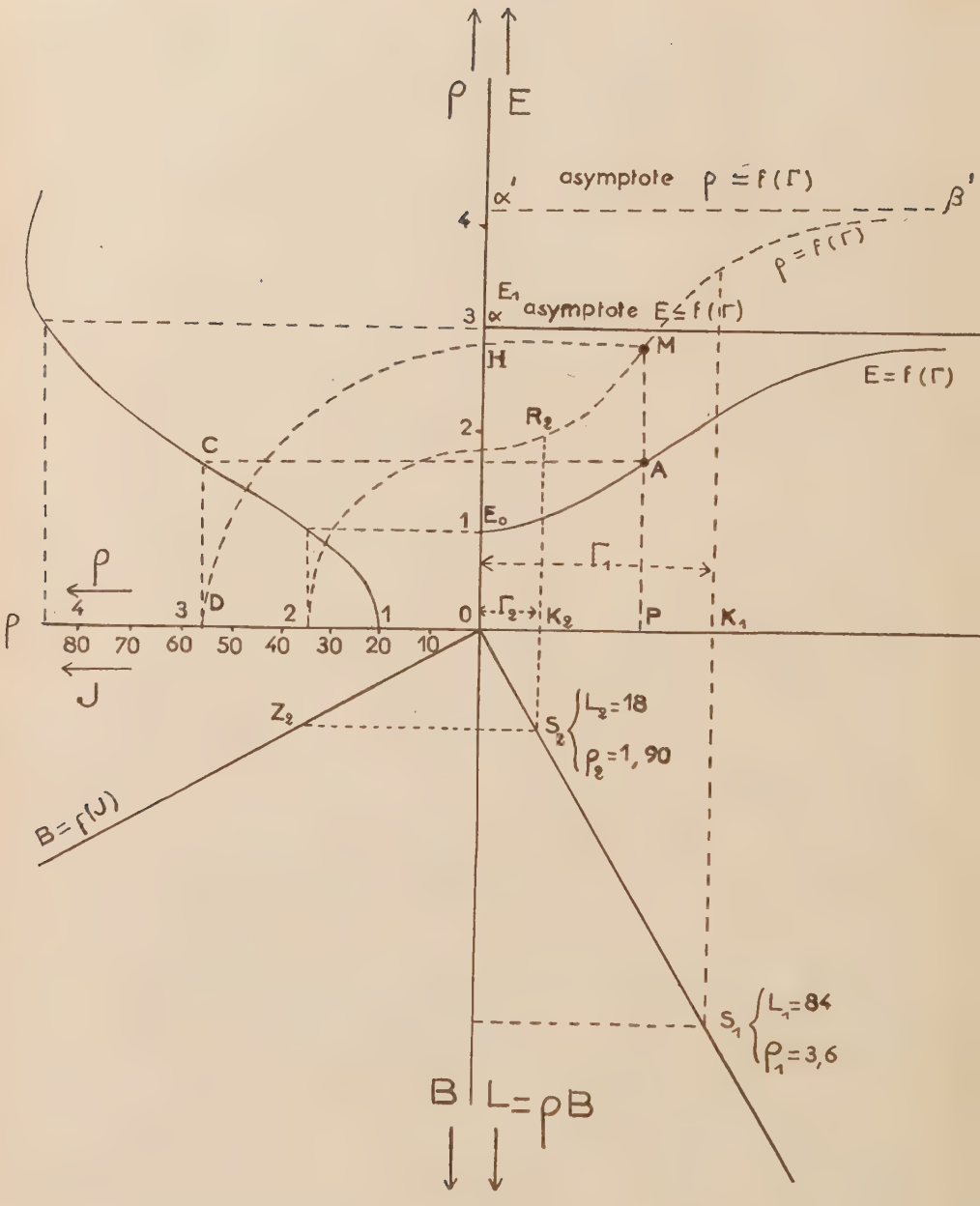

ρ
E
asymptote ρ = f(Γ)
α'
β'
4
ρ = f(Γ)
E₁
3
α
asymptote E = f(Γ)
H
M
E = f(Γ)
2
R₂
C
A
1
E₀
Γ₁
ρ
4
3
D
2
1
0
Γ₂
K₂
P
K₁
ρ
80 70 60 50 40 30 20 10
J
Z₂
S₂ { L₂ = 18
ρ₂ = 1,90
B = f(J)
S₁ { L₁ = 84
ρ₁ = 3,6
B
L = ρB

FIGURE 20

valeur $\Gamma_1 = OK_1$ correspondant d'une part à $\rho_1 = K_1R_1$ (premier quadrant) et d'autre part à $L_1 = K_1S_1$ (quatrième quadrant).

On en déduit d'après les échelles :

$$\rho_1 = 3{,}6 \qquad L_1 = 84$$

Pareillement, dans une autre région (région 2), la conductance se fixera sur la valeur :

$$\Gamma_2 = O\,K_2 \qquad \text{correspondant à :}$$

$$\rho_2 = K_2R_2 = 1{,}9 \qquad L_2 = K_2S_2 = 18$$

D'où les valeurs de B correspondantes :

$$B_1 = \frac{L_1}{\rho_1} = \frac{84}{3{,}6} = 23{,}3$$

$$B_2 = \frac{L_2}{\rho_2} = \frac{18}{1{,}9} = 9{,}4$$

Ainsi sans renforcement on aurait obtenu :

$$\frac{B_1}{B_2} = \frac{23{,}3}{9{,}4} = 2{,}4$$

tandis que, avec le renforcement, on obtient :

$$\frac{L_1}{L_2} = \frac{84}{18} = 4{,}7$$

Le contraste est donc accru par le jeu de l'amplificateur, comme nous venons de le démontrer.

Bien entendu, le renforcement du contraste n'est obtenu, quelle que soit la luminance de l'écran, qu'à la condition formelle que le champ limite à Γ infini reste en-dessous du champ pour lequel ρ est maximum. Dans le cas contraire, la même construction par points montrerait que la courbe $\rho = f(\Gamma)$ passe par un maximum pour une certaine valeur

Γm de Γ (figure 19) et pour les éclairements conduisant à $\Gamma > \Gamma m$ on aurait alors, non pas accroissement, mais au contraire affaiblissement du contraste.

Le renforcement du contraste dans les « amplificons » ou amplificateurs electroluminescents d'images

Il est facile de montrer que le simple renforçateur électroluminescent d'images conduit aussi, sous certaines conditions, vers une amplification du contraste mais inférieure cependant à celle qui est réalisée par l'amplificateur électrophotoluminescent étudié plus haut.

Reprenons pour cela une construction analogue à celle de la figure 20 en portant dans le premier quadrant la même courbe $E = f(\Gamma)$, figure 21, mais en faisant figurer dans le deuxième quadrant la courbe $L = f(E)$ de l'émission d'électroluminescence en fonction du champ appliqué (courbe de la figure 1, avec un changement d'échelle en abscisse, E au lieu de V qui lui est proportionnel). Cette courbe est telle que pour le champ E_0 le plus faible, l'émission d'électroluminescence soit inappréciable, si bien que la courbe $L = f(E)$ ne se sépare appréciablement de l'axe des coordonnées qu'à partir du point correspondant au champ E_0.

On en déduit, point par point, dans le premier quadrant la courbe $L = f(\Gamma)$ (courbe ponctuée). Cette courbe est toujours nécessairement croissante puisque les deux courbes $E = f(\Gamma)$ et $L = f(E)$ sont toutes les deux croissantes. Les luminances B_1 et B_2 directement excitées sur un écran fluorescent par deux intensités J_1 et J_2 de rayons X ($J_1 > J_2$) seraient telles que :

$$\frac{B_1}{B_2} = \frac{J_1}{J_2}$$

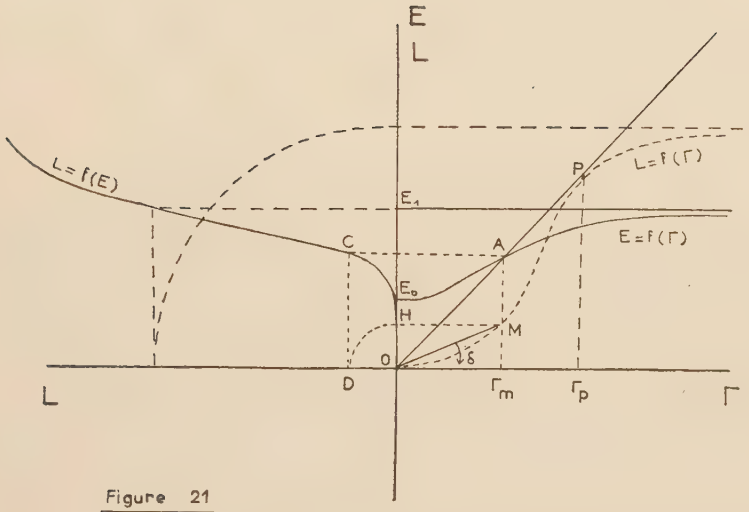


Figure 21

Etude du contraste naturel des renforçateurs électroluminescents d'images.

tandis que les luminances excitées sur l'amplificateur d'image sont L_1 et L_2. Pour qu'il y ait amélioration du contraste, il faut que :

$$\frac{L_1}{L_2} > \frac{B_1}{B_2} \qquad \text{d'où} \qquad \frac{L_1}{B_1} > \frac{L_2}{B_2}$$

c'est-à-dire que la fonction :

$$y = \frac{L}{B}$$

doit être une fonction croissante de J.

Or :

$$y = \frac{L}{B} = \left(\frac{L}{\Gamma}\right) \cdot \left(\frac{\Gamma}{J}\right) \cdot \left(\frac{J}{B}\right)$$

d'une part Γ est sensiblement proportionnel à J. De même B est proportionnel à J, les rapports Γ/J et J/B sont donc constants. Pour que (y) soit fonction croissante de J, il suffit d'avoir L/Γ fonction croissante de J, donc fonction craissante de Γ qui lui est proportionnel. Ce rapport L/Γ est représenté sur la figure 21 par la tangente trigonométrique de l'angle δ (pente de la droite OM). Lorsque l'intensité J du rayonnement X croît, Γ croît et cet angle δ croît. Il passe par un maximum pour la droite OP correspondant à une conductance limite Γp au delà de laquelle δ diminuerait. Il y a donc amélioration du contraste pour les intensités de rayonnement inférieures à une certaine limite qui dépend des constantes géométriques et électriques de l'appareil.

Chapitre VII

RADIOGRAPHIES SUR IMAGES LATENTES

Au terme de cet exposé sur les perspectives d'avenir offertes à la radiologie par l'action des champs électriques sur des substances luminescentes convenables, nous envisagerons en guise de conclusion, une dernière application possible de l'électroluminescence. Il s'agit d'un procédé de radiophotographie sur images latentes : l' « électro-photo-radiographie », indiquée depuis quelques années par G. Destriau et J. Mattler, qui serait par ailleurs susceptible de renseigner sur l'importance des images en profondeur.

J'ai déjà indiqué tout au début de ce travail que, dans l'effet Gudden et Pohl d'illumination fugace, l'action du champ pouvait n'avoir lieu que longtemps (plusieurs heures, parfois plusieurs jours) après irradiation aux rayons X. L'irradiation aux rayons X produit donc dans la substance sensible convenable une véritable image latente qui se révèle spontanément à l'application d'un champ électrique alternatif.

Il y a déjà dans ce fait matière pour une application possible à une sorte de post-radiographie en dehors de la présence du malade mais la particularité la plus intéressante du phénomène réside dans la forme de la courbe de la

figure 3. Sous l'action d'un champ électrique donné, la « Somme de lumière » (S) libérée par l'illumination fugace dépend de la dose de rayonnement excitateur reçue. (S) croît d'abord avec cette dose, passe par un maximum pour une certaine dose (r_m) puis enfin décroît régulièrement quand la dose de rayonnement reçue augmente.

On entrevoit par là un moyen élégant de renversement des contrastes. Considérons, par exemple, un cône à échelons dont l'épaisseur est la plus grande au niveau de la couronne centrale. L'irradiation de l'écran électrophotoluminescent à travers cet objet, si elle est suffisamment brève pour que même marginalement où l'épaisseur est minimum, la dose de rayonnement reçue soit inférieure à la dose r_m fournira une image latente qui révélée par le champ, donnera une apparence sensiblement identique à celle d'une radiographie ordinaire où les parties les plus irradiées sont précisément les plus impressionnées.

Si, au contraire, l'irradiation est suffisamment prolongée pour que la dose reçue soit partout supérieure à la dose r_m, l'action postérieure du champ fournira une image renversée dans laquelle les parties les plus lumineuses seront précisément les régions les moins irradiées.

Ces apparences sont schématisées sur les clichés de la figure 22. Ce phénomène permet d'apprécier quantitativement les différences d'épaisseur des couches absorbantes en recherchant la dose d'équilibre qui supprime le contraste, les deux plages paraissant alors uniformément brillantes mais l'une ayant reçu une dose supérieure à r_m et l'autre une dose inférieure. Il faut reconnaître toutefois que cette étude n'a pas été davantage poussée et qu'elle reste ouverte aux chercheurs intéressés par ce problème.

Ce même phénomène pourrait être également utilisé en radiothérapie pour la réalisation d'un radiochromomètre électrophotoluminescent. L'expérience montre en effet que, pour une même substance, la dose r_m décroît à mesure

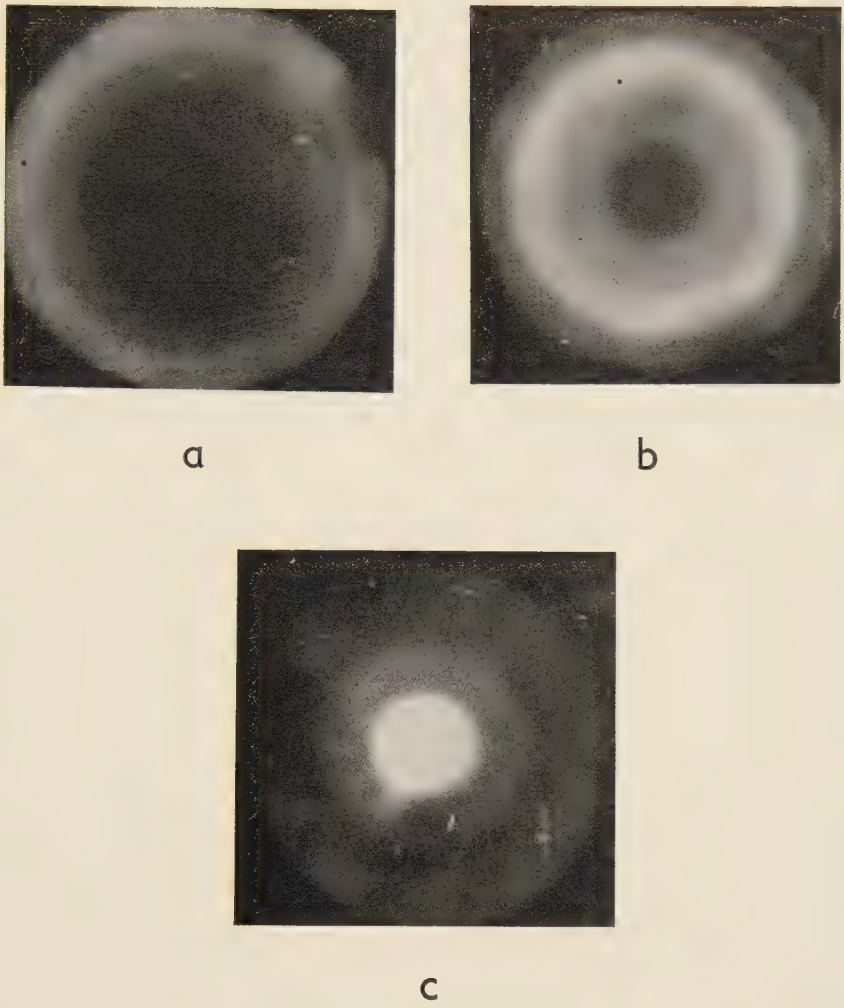


FIGURE 22

Electro-photo-radiographie sur image latente.

L'objet est constitué par un cône à échelons formé d'un empilage de 4 disques concentriques en cuivre. L'épaisseur est maximum au centre, elle décroît par échelons en allant du centre vers la périphérie.

En (*a*) l'exposition est de courte durée, l'illumination fugace est maximum à la périphérie.

En (*b*) l'exposition est plus longue et l'illumination fugace est maximum dans une couronne intermédiaire.

En (*c*) l'exposition est encore plus longue et l'illumination fugace est maximum au centre dans la partie la plus épaisse du cône à échelons.

que la longueur d'onde moyenne du faisceau croît. Cette dose r_m est donc une caractéristique de la pénétration du faisceau. A titre indicatif, nous donnons ci-dessous quelques résultats.

Epaisseur du filtre en cuivre l	r_m
Tension 191 kV	
3,1 mm	275 r
2,0	205
1,0	135
0,45	110
0,2	95
0,1	95
0	95
Tension 171 kV	
2,0	160
1,0	135
0,45	110
0,2	95
0	80
Tension 146 kV	
1,0	120
0,45	100
0,2	90
0	75

SERMENT

En présence des Maîtres de cette Ecole, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Reconnaissant envers mes Maîtres, je tiendrai leurs enfants et ceux de mes confrères pour des frères, et, s'ils devaient apprendre la médecine ou recourir à mes soins, je les instruirais et les soignerais sans salaire ni engagement.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes ; si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.

Vu :
Le Doyen,
R. SIGALAS

Vu :
Le Président du Jury,
A. LACHAPELE

Vu et permis d'imprimer :

Bordeaux, le 24 Janvier 1957.

Le Recteur :
E. DELAGE

CONCLUSIONS

Dans une première partie, nous avons rappelé qu'une amélioration spectaculaire du rendement énergétique d'un appareillage radiologique ne pouvait être désormais recherchée que dans un accroissement de sensibilité de l'organe récepteur (écrans radioscopiques, écrans renforçateurs, émulsions photographiques), les perfectionnements du côté générateur ne pouvant conduire qu'à des améliorations de détail.

Nous avons étudié séparément les conséquences d'un accroissement de sensibilité et d'un accroissement du contraste. Dans le premier cas, nous avons montré que les pénétrations usuelles adoptées en radiographie et en radioscopie n'étaient pas modifiées par un accroissement de sensibilité des écrans. Dans le deuxième cas, nous avons étudié plus spécialement le problème du contraste suivant qu'il s'agit de scopie ou de graphie et montré, à la lumière de la loi de WEBER-FECHNER, que la définition du contraste doit être différente suivant qu'il s'agit de l'examen en scopie ou de l'observation des clichés en graphie. Incidemment, cette étude nous a conduit à définir une nouvelle unité physiologique pour laquelle nous avons proposé le nom « d'optophots » et qui n'est, en quelque sorte, que la réplique optique de l'unité acoustique, « le phone ».

L'accroissement proprement dit de la sensibilité des écrans radioscopiques ou des écrans renforçateurs devrait être liée à un accroissement de l'absorption de ces écrans pour les rayons X mais là encore il s'agit d'un phénomène

physique que nous ne pouvons guère modifier. D'un côté, on ne peut exagérer l'épaisseur des écrans (la substance fluorescente étant assez absorbante pour la lumière de fluorescence émise). D'un autre côté, l'absorption vraie des rayons X est liée au numéro atomique des éléments composant la matière absorbante.

L'obtention d'images de luminances plus élevées doit donc être recherché dans un apport extérieur d'énergie, c'est le cas par exemple du renforçateur électronique d'images, mais celui-ci est d'un prix de revient prohibitif et l'accroissement de luminance est malheureusement réalisé aux dépens d'une réduction du pouvoir de résolution.

Le phénomène d'électroluminescence intrinsèque permet une solution élégante du problème sans réduction du pouvoir séparateur, l'image étant reproduite directement en grandeur naturelle ; en outre, le contraste est amélioré. Ces avantages remarquables de l'amplificateur électroluminescent d'images ou « amplificon », sont par ailleurs accrus par les perspectives d'avenir beaucoup plus grandes que celles de l'amplificateur électronique, ainsi que le montre un calcul simple sur la comparaison des énergies susceptibles d'être apportées par les deux procédés (procédé de l'image électronique et procédé de l'image électroluminescente).

Actuellement cependant, les amplifications publiées ne dépassent pas 60, ce sont là encore des chiffres modestes vis-à-vis des perspectives d'avenir, car les progrès du renforçateur électroluminescent d'images sont évidemment liés à ceux des substances électroluminescentes ; or, tandis que les écrans radioscopiques usuels fournissent des luminances de 1 à 5 footlamberts, les derniers condensateurs électroluminescents de Westinghouse arrivent à fournir actuellement 2 000 footlamberts. Les progrès dans cette voie sont excessivement rapides et l'avenir plein de promesses.

Un nouveau procédé de renforcement plus direct est obtenu par l'effet électro-renforçateur des mélanges de sulfure de cadmium et de sulfure de zinc activés au manganèse. La sensibilité de ces produits, aux rayons X, est bien plus élevée lorsqu'ils sont soumis à des champs électriques, même relativement modestes. Les renforcements espérés sont ici beaucoup plus faibles que ceux obtenus dans les renforçateurs électroluminescents d'images, mais on tombe alors dans un montage extrêmement simple ne différant pas, extérieurement, des écrans radioscopiques usuels. La seule différence consistant en la présence d'une mince pellicule conductrice sur la glace anti-X et enfin en la présence d'une mince pellicule métallique d'aluminium sur la couche fluorescente ; une tension de l'ordre de 200 volts à 50 c.p.s. étant appliquée entre ces deux électrodes.

Le renforçateur photo-électroluminescent est une variante de ce montage dans laquelle la couche sensible compacte, déposée par des procédés thermiques, se trouve au contact intime des électrodes et se trouve, de ce fait, traversée par un courant de conduction.

Ces nouveaux phénomènes permettent la réalisation de renforçateurs de contraste, semblables aux renforçateurs électro-luminescents d'images, mais dans lesquels on recherche moins une amplification de luminance qu'une amplification plus tranchée des contrastes.

Enfin, pour terminer, nous avons montré comment le vieux phénomène d'illumination fugace de GUDDEN et POHL peut permettre la radiophotographie sur images latentes avec possibilité, par égalisation des luminances, d'une estimation de l'importance des lésions en profondeur. Ce même procédé, en radiothérapie, permet de même l'estimation de la longueur d'onde moyenne des faisceaux de rayons X utilisés, donc l'estimation de leur pénétration.

BIBLIOGRAPHIE

Une revue d'ensemble de l'Electroluminescence nécessiterait, pour être complète, une bibliographie détaillée trop importante. Nous nous bornerons donc à citer les références des articles qui donnent les mises à jour bibliographiques concernant cette question.

Bibliographie antérieure à 1947 :

DESTRIAU (G.). — *Philosophical Magazine*, série V, volume 38, numéros d'octobre, novembre et décembre.

Bibliographie complète des études faites entre 1947 et septembre 1955 :

DESTRIAU (G.) et IVEY (H.-F.). — *Electroluminescence and Related topics* (numéro spécial de l' « Institute of Radio Engineers », décembre 1955).

Publication postérieures à septembre 1955 :

Un groupe important de mémoires et de discussions présentés au Congrès international sur la luminescence des solides inorganiques, congrès organisé à Paris par le C.N.R.S., sous la direction des professeurs M. CURIE et G. DESTRIAU, en mai 1956 :

— Publication du C.N.R.S. et numéro spécial du *Journal de Physique* Août-Septembre 1956, tome XVII, nos 8 et 9.

« Halbleiter und Phosphors » (Congrès de Garmisch-Partenkirchen, août 1956).

« Electrochemical Society, electronics division » (Congrès de San Francisco, 29 avril au 3 mai 1956).

Publications isolées :

CUSANO (D.-A.) et WILLIAMS (F.-E.). — *Journal de Physique et du Radium*, août-septembre 1956.

DESTRIAU (G.) et WANGERMEZ. — *Archives d'électricité médicale*, novembre 1937.

DESTRIAU (G.). — *Physique appliquée des installations à rayons X, production et dosimétrie* (Dunod, éditeur, Paris, 1945).

DIEMER (G.), KLASENS (H.-A.) et VAN SANTEN. — « Solide-State Image intensifiers » (*Philips Res. Rep.*, vol. 10, p. 401).

DUHAMEL (J.). — *Les procédés géométriques de radiographie* (séance du 17 novembre 1949 de la section du Sud-Ouest de la Société Française de Physique, et *Journal de Physique* de janvier1950, p. 42 s.).

FOURLON (R.). — Article sur les amplificateurs de brillance (*Rayonixar*, 1953, n° 1 de janvier).

GREGORIO (G.). — *L'intensificazione dell'imagine Radioscopica con mezzi elettronici* (thèse Université de Padoue, 1952).

HAAKE (C.-H.). — *Phys. Rev.*, vol. 101, n° 1, p. 490 (janvier 1956).

HOWARD (B.-T.), IVEY (H.-F.) and LEHMANN (W.). — « Voltage dependence of Electroluminescent Brightness » (*Physical Review*, vol. 96, 1954, p. 799).

JOHNSON (P.-D.), PIPER (W.-W.) and WILLIAMS. — *Jour. Electrochemical Soc.*, vol. 103, n° 4, p. 221 (avril 1956).

KAZAN and NICOLL. — *Proceedings of the I.R.E.* (décembre 1955).

KIMATA (Morihiko) et NOMURA (Tsutomu). — *Phys. Soc. Japan* (II, 1956, p. 466).

LE GRAND (Y.). — « Lumière et couleurs » (*Manuel d'optique physiologique*, tome deuxième, éditions de la *Revue d'Optique*, 1952).

LEHMANN (W.). — *Jour. Electrochemical Soc.*, vol. 103, n° 1, p. 24 (janvier 1956).

LEHMANN (W.). — « Proceedings of the Illuminating Engineering Society » (Congrès de Boston, septembre 1956).

MARTIN (H.). — « Les derniers perfectionnements techniques en radiophotographie et leurs applications. » — II[e] Congrès International de radiophotographie médicale — Paris, 4 - 7 Avril 1956.

MATOSSI (F.) and NUDELMANN (S.). — *Jour. of the Electrochemical Soc.*, vol. 103, n° 2, p. 122 (février 1956).

MATTLER (J.). — Congrès international de Radiophotographie Médicale de Paris, 4 au 7 avril 1956.

MAURICE (L.-P.). — « Flou et limite de perceptibilité en radiographie industrielle » (revue *Science et industries photographiques*, 2[e] série, tome XXI, n° 6, juin 1950).

MAZENKO (J.) and KIRKPATRICK (W.-J.). — Mellon Institute of Industrial Research, University of Pittsburgh (janvier-mars 1956).

MAZÉRÉS. — « Relief cinétique et radioscopie oscillante » (*Archives d'Electricité Médicale*, 1931).

NEUMARK (G.-F.). — *Phys. Rev.*, vol. 103, n° 1, p. 41 (juillet 1956).

NUDELMAN (S.) and MATOSSI (F.). — *Jour. of the Electrochemical Soc.*, vol. 103, n° 1, p. 34 (janvier 1956).

REBOUL (J.), DUHAMEL (J.) et DELORME (G.). — *Journal de Médecine de Bordeaux*, t. CXXXIII, n° 10, p. 1006-1014 (octobre 1956).

TAYLOR (J.-B.) and ALFREY (G.-F.). — *British Journal of Applied Physics*, supplément n° 4, p. 44 (1955).

WAYMOUTH (J.-P.) and BITTER (F.). — *Phys. Rev.*, vol. 102, n° 3, p. 686 (1956).

TABLE DES MATIÈRES

Avant-propos 9

Introduction 11

I. — *Rappel physique des phénomènes d'électroluminescence et d'électrophotoluminescence* 15

Electroluminescence intrinsèque 17

Illumination fugace 20

Effet électrorenforçateur 22

Intensités moyennes des champs électriques nécessaires à l'observation de ces phénomènes. 26

Longueur d'onde optimum pour un examen donné et sensibilité des écrans radioscopiques ou renforçateurs 28

II. — *Les renforçateurs électroluminescents d'images* 33

Montage, technique 34

Caractéristiques physiques 40

III. — *Etude comparative des amplificateurs électroluminescents et des amplificateurs électroniques à accélération dans le vide* 45

Dans l'état actuel des techniques 45

Espérances théoriques d'avenir des deux montages. 50

IV. — *Amplificateurs directs d'images* 53

Electrophotoluminescents 53

Photoélectroluminescents 56

V. — *Le problème général du contraste* 61

Définition algébrique, à partir de la loi de Weber-Fechner 62

Cas de la radioscopie 62

Cas de la radiographie, durée d'exposition 64

VI. — *Les renforçateurs de contraste* 69
Conditions nécessaires pour obtenir un « gain » de contraste 70
Le renforçateur électrophotoluminescent de contraste 71
Le renforcement du contraste dans les « amplificons » ou amplificateurs électroluminescents d'images 78

VII. — *Radiophotographie sur images latentes* 81
Conclusions 85

IMPRIMERIE
— SAMIE —
21-23, rue Teulère
BORDEAUX

Dépôt légal N° 15.642 — 1er Trimestre 1957